

Aus der Unfall-, Hand- und Wiederherstellungsmedizin der
medizinischen Fakultät der Universität Rostock

Direktor der Abteilung: Prof. Dr. med. Th. Mittlmeier

Dekan Universitätsmedizin: Prof. Dr. med. univ. E. C. Reisinger

Messung der Handkraft beim Kraftgriff zur Evaluation eines dynamischen Druckverteilungsmesssystems

Inauguraldissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin

der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von

Julia Neumann, geb. am 18.08.1988 in Jena

aus Rhönblick OT Seeba

Seeba, der 15.10.2019

Gutachter:

Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier, Universität Rostock, Unfall-,
Hand- und Wiederherstellungsmedizin

Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier, Universität Rostock, Orthopädie

Prof. Dr. med. Ralph Gaulke, Medizinische Hochschule Hannover,
Unfallchirurgische Klinik

Jahr der Einreichung: 2019

Jahr der Verteidigung: 2020

Kurzfassung

Die Handkraft ist aus der heutigen Medizin und Rehabilitation zur Beurteilung des Krankheitsverlaufes bei Verletzungen der oberen Extremität, von Systemerkrankungen oder zur Abschätzung der Mortalität nicht mehr wegzudenken. Bei herkömmlichen etablierten Dynamometern wird die grobe Kraft isometrisch gemessen, indem zwei Metallbügel, ähnlich einer Zange, gefasst und gegeneinander gedrückt werden. Allerdings sind gerade bei der Bedienung großer Maschinen zylindrische Kraftgriffe erforderlich. Es ist wichtig, diese Griffe ergonomisch zu gestalten, sodass mit wenig Aufwand viel Kraft übertragen werden kann. So können effektiv akute oder kumulierte Schäden der oberen Extremität vermieden werden.

Es bedarf somit eines validen, zylindrischen Messgerätes, welches sowohl die Beurteilung der groben Kraft ermöglicht sowie die Druckverteilung exakt wiedergibt, um den heutigen breiten Indikationen gerecht zu werden.

Zweck dieser Studie war es daher, ein Druckverteilungs-Messsystem für einen zylindrischen Griff hinsichtlich der Reproduzierbarkeit und Validität der Messwerte zu evaluieren.

Hierfür wurde die Maximalkraft von 76 Probanden mit einem Jamar-Dynamometer (Biometrics Ltd., Newport, Großbritannien) und einem dynamischen Druckverteilungs-Messsystem (Manugraphiesystem der Fa. Novel GmbH, München) in drei Größenvarianten getestet. Gemessen wurde mit jeweils beiden Geräten an drei verschiedenen Tagen. Die Reihenfolge der Messsysteme wurde randomisiert. Von jedem Probanden wurde mit jeweils der rechten und linken Hand, unter Anleitung in einem standardisierten Verfahren, repetierend fünf Sekunden die Maximalkraft aufgebracht.

Es konnte gezeigt werden, dass das Druckverteilungs-Messgerät ebenso valide Ergebnisse liefert wie ein herkömmliches Dynamometer. Ein Zusammenhang von bereits mehrfach beschriebenen Einflussfaktoren auf die Kraft des Jamar-Dynamometers wurde ebenfalls beim zylindrischen Griff ermittelt. Es ist also insgesamt von einem gleichwertigen Messgerät bei der Messung der groben Kraft auszugehen.

Darüber hinaus stellt sich die Kraftverteilung der gesamten Hand dar. Diese ist vergleichbar mit Daten aus der Literatur, wobei bisher häufig nur die Kraftverteilung auf die Langfinger beschrieben wird. Dabei tragen der Thenar und der Hypothenar zirka ein Viertel bis ein Drittel zur Handkraft bei. Bei den Langfingern sind vor allem die distalen Phalangen an der Kraftaufbringung beteiligt. Stark von der Zylindergröße abhängig ist die Kraft, die der Daumen zur Handkraft beiträgt. Mit zunehmender Größe der Zylinder verschieben sich die kraftaufbringenden Areale nach radial und distal. Hauptursache

hierfür liegt in der Greifform. Während bei einem kleinen Zylinderdurchmesser der Griff noch eher dem Faustschluss ähnelt, stehen bei dem Griff um einen großen Zylinder die Endphalangen der Langfinger den Daumen gegenüber, der somit eine Gegenkraft erzeugt.

In einem zweiten Teil dieser Studie erfolgte mittels Sensor-Messsystem die Untersuchung von Patienten 8 bis 12 Wochen postoperativ nach einer Plattenosteosynthese bei einer distalen Radiusfraktur. Hierbei konnte eine Halbierung der Gesamtgriffstärke gegenüber der unverletzten Seite festgestellt werden. Zudem wurde auf der radialen Seite eine Verlagerung der druckerzeugenden Areale nach distal gefunden. Als Hauptgrund dafür wird in dieser frühen postoperativen Phase noch ein ausgeprägtes Schmerzempfinden im Operationsgebiet bei Druckbelastung angesehen.

Schlagwörter: Handkraft, Druckverteilung, distale Radiusfraktur

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	3
Inhaltsverzeichnis	5
Abbildungsverzeichnis.....	8
Tabellenverzeichnis	11
Formelverzeichnis.....	13
1 Vorwort	14
2 Historie	15
2.1 Meilensteine der technischen Entwicklung von Kraftmessgeräten bis zum zwanzigsten Jahrhundert	15
2.2 Derzeitiger Stand der Technik.....	20
3 Ziele der Promotionsarbeit	27
4 Material und Methoden	28
4.1 Messgeräte.....	28
4.1.1 Das Biometrics-Messgerät	28
4.1.2 Das Novel-Messgerät.....	28
4.2 Erster Teil: Evaluation des Druckverteilungsmessgerätes	30
4.2.1 Datenaufnahme	30
4.2.1.1 Studienpopulation/ Auswahlkriterien	30
4.2.1.2 Durchführung der Messung	31
4.2.2 Datenverarbeitung.....	35
4.2.2.1 Allgemein.....	35
4.2.2.2 Zusammenhang zwischen den Messungen mit dem Biometrics- Dynamometer und dem Novel-Messzylinder	35
4.2.2.3 Einflussfaktoren auf die Handkraft	36
4.2.2.4 Größte zylinderabhängige Handkraft.....	37
4.2.2.5 Interday Vergleich.....	37
4.2.2.6 Intraday Vergleich.....	37
4.2.2.7 Maskenauswertung.....	37
4.3 Zweiter Teil: Untersuchung der Druckverteilung im Patientenkollektiv	40
4.3.1 Datenaufnahme	40
4.3.2 Datenverarbeitung.....	40
4.3.2.1 Allgemein.....	40
4.3.2.2 Maskenauswertung.....	41

5	Ergebnisse	42
5.1	Erster Teil: Probanden.....	42
5.1.1	Korrelation zwischen Biometrics und Novel.....	42
5.1.2	Weitere Zusammenhänge.....	47
5.1.3	Einflussfaktoren auf die Handkraft mit dem Sensorsystem.....	48
5.1.4	Prüfung, mit welcher Zylindergröße die größte Kraft aufgebracht werden kann	52
5.1.5	Interday-Vergleich	53
5.1.6	Intraday-Vergleich	54
5.1.7	Maskenauswertung	55
5.1.7.1	Vergleich zwischen dominanter und nicht dominanter Hand.....	55
5.1.7.2	Zusammensetzung der Handkraft	57
5.1.7.3	Einfluss der einzelnen Fingerglieder in Bezug auf die Gesamtkraft des entsprechenden Langfingers	61
5.1.7.3.1	Endglied	61
5.1.7.3.2	Mittelglied.....	61
5.1.7.3.3	Grundglied	61
5.1.7.3.4	Fingerballen	61
5.1.7.4	Vergleich zwischen den Zylindergrößen	63
5.1.7.4.1	Der Daumen	63
5.1.7.4.2	Der Zeigefinger.....	66
5.1.7.4.3	Der Mittelfinger	67
5.1.7.4.4	Der Ringfinger	68
5.1.7.4.5	Der kleine Finger	69
5.1.7.4.6	Der Handballen	70
5.2	Zweiter Teil: Patienten.....	70
5.2.1	Vergleich der Absolutwerte der gesunden mit der operierten Extremität ...	70
5.2.2	Maskenauswertung	71
5.2.2.1	Absolute Kraftwerte.....	71
5.2.2.2	Relative Kraftwerte	73
6	Diskussion	77
6.1	Wahl von Material und Methoden	77
6.1.1	Jamar Dynamometer von Biometrics als Vergleichsgerät.....	77
6.1.2	Methodenwahl.....	77
6.1.2.1	Körperposition	78
6.1.2.2	Studienablauf	79
6.1.2.3	Weitere Einflussfaktoren.....	80
6.1.2.4	Maximalkraft bei Patienten.....	80
6.2	Erster Teil: Probanden.....	81
6.2.1	Korrelation Biometrics – Novel.....	81
6.2.2	Vergleich der Referenzwerte des Dynamometers mit der Literatur	85

6.2.3	Einflussfaktoren auf die Handkraft.....	87
6.2.3.1	Vergleich dominanter mit nicht dominanter Seite	88
6.2.3.2	Einfluss des Geschlechts	88
6.2.3.3	Einfluss der Handlänge	90
6.2.3.4	Einfluss von Körpergröße und -gewicht	90
6.2.3.5	Einfluss beruflicher manueller Betätigung	92
6.2.3.6	Einfluss freizeitlicher manueller Betätigung.....	92
6.2.3.7	Einfluss des Lebensalters	93
6.2.3.8	Weitere Einflussfaktoren.....	94
6.2.4	Korrelation unterschiedlicher Zylindergrößen sowie optimale Zylindergröße für die Maximalkraft	94
6.2.5	Interday-Vergleich	98
6.2.6	Intraday-Vergleich	101
6.2.7	Durchschnittskraft im Vergleich zur Maximalkraft.....	102
6.2.8	Maskenauswertung	103
6.2.8.1	Vergleich dominante und nicht dominante Hand	103
6.2.8.2	Zusammensetzung der Handkraft	104
6.2.8.3	Vergleich der Langfinger zwischen den Zylindergrößen	105
6.2.8.4	Einfluss der einzelnen Fingerglieder in Bezug auf die Gesamtkraft des entsprechenden Fingers.....	110
6.3	Zweiter Teil: Patienten	112
6.3.1	Handkraft gesamt: Vergleich gesunder mit operierter Extremität.....	112
6.3.2	Maskenauswertung	114
7	Ausblick.....	118
	Literaturverzeichnis	119
	Fragebogen.....	128
	Thesen.....	130
	Ehrenwörtliche Erklärung.....	131

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Graham-Desaguliers Kraftmesser, 1763, von Desaguliers ursprünglicher Zeichnung (Pearn, 1978)	15
Abbildung 2:	Régnier Dynamometer, 1798 (Gilai, 2002)	16
Abbildung 3:	Kraftmessung mittels Régniers Dynamometer (o.V., 2007)	17
Abbildung 4:	Dynamometer von Duchenne de Boulogne, 1861 (Windglätter, 2005)	18
Abbildung 5:	Burq Dynamometer 1854 - 1859 (Windglätter, 2005)	18
Abbildung 6:	Mathieu-Dynamometer, ca. 1876 (Lanska, 2000)	19
Abbildung 7:	Mathieu-Dynamometer mit Vorrichtung zur Aufzeichnung des zeitlichen Verlaufes der Handkraft (Lanska, 2000).....	19
Abbildung 8:	Hammond-Dynamometer, 1885 (Petitdant, 2017)	19
Abbildung 9:	Smedley-Dynamometer (Petitdant, 2017)	20
Abbildung 10:	Bechtol modifiziertes Tensiometer (Clerke, 2006).....	21
Abbildung 11:	Pneumatische Dynamometer (Geckeler, 1939; Clerke, 2006)	21
Abbildung 12:	Martin Dynamometer (Jaber, et al., 2012).....	22
Abbildung 13:	Kellogg-Dynamometer (Clerke, 2006)	23
Abbildung 14:	Jamar-Dynamometer von Bechtol 1954 etabliert (Clerke, 2006).....	24
Abbildung 15:	Dehnungsmessstreifen-Dynamometer (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993)	24
Abbildung 16:	Biometrics-Messgerät Type G200, Griffstellung in der zweiten und vierten Rasterstufe (v.r.n.l.)	28
Abbildung 17:	Druckverteilungsmesssystem der Firma Novel, drei verschiedene Zylindergrößen.....	29
Abbildung 18:	Messung der Handlänge.....	31
Abbildung 19:	Messung der Unterarmlänge	32
Abbildung 20:	Messung des Unterarmdurchmessers.....	32
Abbildung 21:	Standardisierte Körperposition zur Kraftmessung.....	33
Abbildung 22:	Beispiel eines Kraft-Zeit-Diagrammes unter gleichzeitiger Abbildung der Bandansage	34
Abbildung 23:	Darstellung der Maskeneinteilung	38
Abbildung 24:	Darstellung der Maskeneinteilung auf der Sensormatte, am Beispiel eines Probanden mit dem großen Zylinder und der linken Hand	39
Abbildung 25:	Regressionen der Maximalkraft zwischen Dynamometer und Sensorsystem, abgebildet sind in den drei Größenstufen jeweils die linke und die rechte Hand (x-Achse = Biometrics Maximalkraft [kg]; y-Achse = Novel Maximalkraft [N])	45
Abbildung 26:	Regressionen der Durchschnittskraft zwischen Dynamometer und Sensorsystem, abgebildet sind in den drei Größenstufen jeweils die linke und die rechte Hand (x-Achse = Biometrics Durchschnittskraft [kg]; y-Achse = Novel Durchschnittskraft [N]).....	46

Abbildung 27: Maximalkraft im Vergleich zwischen den drei Einzelmessungen pro Tag mit Novel.....	55
Abbildung 28: Durchschnittskraft im Vergleich zwischen den drei Einzelmessungen pro Tag mit Novel.....	55
Abbildung 29: Vergleich der prozentualen Verteilung der einzelnen Maskenkräfte zwischen dominanter und nicht dominanter Hand am Beispiel des großen Zylinders	57
Abbildung 30: Druckverteilung beim Kraftgriff um den kleinen Zylinder, Messwerte in Prozent.....	58
Abbildung 31: Druckverteilung beim Kraftgriff um den mittleren Zylinder, Messwerte in Prozent.....	59
Abbildung 32: Druckverteilung beim Kraftgriff um den großen Zylinder, Messwerte in Prozent.....	60
Abbildung 33: Anteil der Phalangenkraft zur jeweiligen Gesamtfingerkraft bei dem kleinen Zylinder	62
Abbildung 34: Anteil der Phalangenkraft zur jeweiligen Gesamtfingerkraft bei dem mittleren Zylinder	62
Abbildung 35 : Anteil der Phalangenkraft zur jeweiligen Gesamtfingerkraft bei dem großen Zylinder.....	63
Abbildung 36: Anteil einzelner Fingerkräfte zur Gesamthandkraft im Vergleich zwischen den Zylindergrößen	64
Abbildung 37 Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Daumen in Abhängigkeit der Zylindergröße.....	65
Abbildung 38: Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Zeigefinger in Abhängigkeit der Zylindergröße.....	66
Abbildung 39: Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Mittelfinger in Abhängigkeit der Zylindergröße.....	67
Abbildung 40 Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Ringfinger in Abhängigkeit der Zylindergröße.....	68
Abbildung 41: Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim kleinen Finger in Abhängigkeit der Zylindergröße	69
Abbildung 42: Anteil der Handballen zur Gesamthandkraft in Abhängigkeit der Zylindergröße.....	70
Abbildung 43: Graphische Darstellung der operierten (linken) Hand im Vergleich mit der gesunden (rechten) Hand auf der Druckverteilungsmatte am Patientenbeispiel mit der mittleren Zylindergröße	71
Abbildung 44: Vergleich der prozentualen Kraftverteilung zwischen gesunder und operierter Hand beim kleinem Zylinder.....	74
Abbildung 45: Vergleich der prozentualen Kraftverteilung zwischen gesunder und operierter Hand beim mittleren Zylinder	75
Abbildung 46: Vergleich der prozentualen Kraftverteilung zwischen gesunder und operierter Hand beim großen Zylinder	75
Abbildung 47: Griff um das Biometrics Dynamometer bei verschiedenen Rasterstufen	82
Abbildung 48: Griff um die Zylinder unterschiedlicher Größe, gelb markiert ist die Klebefalz ohne Sensoren	84

Abbildung 49:	Unterteilung der Probanden nach Zylindergröße, mit der die Maximalkraft in Abhängigkeit vom Untersuchungstag aufgebracht werden konnte und Darstellung der jeweiligen minimalen, mittleren und maximalen Handlängen	97
Abbildung 50:	Vergleich der Maximalkraft zwischen den drei Untersuchungstagen mit Novel	99
Abbildung 51:	Vergleich der Durchschnittskraft zwischen den drei Untersuchungstagen mit Novel.....	99
Abbildung 52:	Anteil der Einzelfinger an der Langfinger Gesamtkraft in Abhängigkeit von der Zylindergröße.....	106
Abbildung 53:	Veränderung der prozentualen Verteilung einzelner Handregionen im Bezug auf die jeweilige Gesamthandkraft von gesunder zu operierter Extremität bei dem kleinen Zylinder.....	114
Abbildung 54:	Veränderung der prozentualen Verteilung einzelner Handregionen im Bezug auf die jeweilige Gesamthandkraft von gesunder zu operierter Extremität bei dem mittleren Zylinder	115
Abbildung 55:	Veränderung der prozentualen Verteilung einzelner Handregionen im Bezug auf die jeweilige Gesamthandkraft von gesunder zu operierter Extremität bei dem großen Zylinder	116
Abbildung 56:	Probandenfragebogen Seite 1	128
Abbildung 57:	Probandenfragebogen Seite 2	129

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Übersichtsdarstellung von Alter, Gewicht und anthropometrischer Daten.....	31
Tabelle 2:	Zuordnung der Größeneinstellungen der Messgeräte von Biometrics und Novel für die Einteilung in Wertepaare zur Korrelationsuntersuchung.....	36
Tabelle 3:	Gemittelte Werte der Maximalkraft und der Durchschnittskraft beider Messsysteme (Biometrics-Werte in Kilogramm [kg], Novel-Werte in Newton [N]) nach Messsystemgröße und Hand	42
Tabelle 4:	Korrelation der Maximalkraft zwischen den Messsystemen nach Messsystemgröße und Hand	43
Tabelle 5:	Korrelation der Durchschnittskraft zwischen den Messsystemen nach Messsystemgröße und Hand.....	43
Tabelle 6:	Korrelationskoeffizienten zwischen den Zylindergrößen bei einem Signifikanzniveau $p < 0,001$ von Maximalkraft und Durchschnittskraft nach Hand	47
Tabelle 7:	Korrelationskoeffizienten zwischen der rechten und der linken Hand bei einem Signifikanzniveau $p < 0,001$ von Maximalkraft und Durchschnittskraft nach Zylindergröße	47
Tabelle 8:	Relativer Vergleich der dominanten zur nicht dominanten Hand für die Maximalkraft und die Durchschnittskraft nach Zylindergröße	48
Tabelle 9:	Einflussfaktoren auf die Handkraft der dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp, ** Signifikanz $p < 0,05$; * Signifikanz $p < 0,1$	49
Tabelle 10:	Einflussfaktoren auf die Handkraft der nicht dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp, ** Signifikanz $p < 0,05$; * Signifikanz $p < 0,1$	49
Tabelle 11:	Einflussfaktoren auf die Handkraft der dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (nicht standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp (kursiv = Betakoeffizienten, die das Signifikanzniveau von $p < 0,1$ nicht erreichen)	51
Tabelle 12:	Einflussfaktoren auf die Handkraft der nicht dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (nicht standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp (kursiv = Betakoeffizienten, die das Signifikanzniveau von $p < 0,1$ nicht erreichen).....	51
Tabelle 13:	Relative Verteilung der Probanden im Bezug auf ihre Maximalkraft abhängig von der jeweiligen Zylindergröße und dem Untersuchungstag.....	53
Tabelle 14:	Signifikanzniveaus der Differenzen zwischen den Untersuchungstagen.....	54

Tabelle 15:	Absolute und anteilige Druckverteilung aller Masken an der Gesamthandkraft am Beispiel des kleinen Zylinders nach dominanter und nicht dominanter Hand	56
Tabelle 16:	Vergleich der absoluten durchschnittlichen Kraftwerte zwischen gesunder und operierter Extremität, Kraft in Newton [N].....	71
Tabelle 17:	Absolute und anteilige Druckverteilung aller Masken an der Gesamthandkraft am Beispiel des großen Zylinders nach gesunder und operierter Hand	73
Tabelle 18:	Vergleich der Maximalkräfte [kg] zwischen dem Biometrics-Messgerät in dieser Studie mit Daten aus der Literatur von Young et al. (Young, et al., 1989)	86
Tabelle 19:	Vergleich der einzelnen relativen Fingerkräfte [%] in Bezug auf die Gesamtheit der Langfingerkraft zwischen Noveldaten und Daten aus der Literatur (ZF = Zeigefinger, MF = Mittelfinger, RF = Ringfinger, kF = kleiner Finger).....	107
Tabelle 20:	Vergleich der Einflussnahme [%] der gemittelten zusammengefassten Phalangen in Bezug auf die Fingergesamtkraft .	111

Formelverzeichnis

(1)	Zusammenhang zwischen Druck, Kraft und Fläche	29
(2)	Regressionsgleichung der Maximalkraft anhand des mittleren Zylinders der dominanten Hand	51
(3)	Regressionsgleichung der Maximalkraft anhand des großen Zylinders der dominanten Hand	51
(4)	Regressionsgleichung der Durchschnittskraft anhand des mittleren Zylinders der dominanten Hand	51
(5)	Regressionsgleichung der Durchschnittskraft anhand des großen Zylinders der dominanten Hand	51
(6)	Regressionsgleichung der Maximalkraft anhand des mittleren Zylinders der nicht dominanten Hand	52
(7)	Regressionsgleichung der Maximalkraft anhand des großen Zylinders der nicht dominanten Hand	52
(8)	Regressionsgleichung der Durchschnittskraft anhand des mittleren Zylinders der nicht dominanten Hand	52
(9)	Regressionsgleichung der Durchschnittskraft anhand des großen Zylinders der nicht dominanten Hand	52
(10)	Zusammenhang zwischen Kraft, Masse und Beschleunigung	81
(11)	Zusammenhang zwischen optimaler Griffspanne (y) und Handlänge (x) bei Frauen nach Ruiz-Ruiz et al.	96

1 Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand auf der Grundlage einer Zwei-Center-Studie zur Evaluation eines neuartigen Druckverteilungs-Messgerätes. Der eine Standort war in Bad Neustadt an der Saale, der andere in Rostock. Beide Institutionen untersuchten unabhängig voneinander, allerdings mit dem gleichen Material und dem gleichen methodischen Ablauf 76 gesunde Probanden im arbeitsfähigem Alter. Dr. med. Steffen Ziegler untersuchte die Probanden aus Bad Neustadt an der Saale unter der Leitung von Dr. med. Marion Mühlendorfer-Fodor und Prof. Dr. med. Karl J. Prommersberger. In dieser Dissertation sind nur die Daten aus Rostock verwendet, die ich unter der Leitung von Dr. med. Christoph Harms und Prof. Dr. med. Thomas Mittlmeier erhoben habe. Es geht ein herzlicher Dank an das gesamte Team, ohne das diese Arbeit nicht zustande gekommen wäre. Weiterhin standen mir bei technischen Problemen tatkräftig Frau Alessandra Cristalli und Dr. sc. rer. nat. Axel Kalpen von der Novel GmbH zur Seite. Bei ihnen möchte ich mich ebenso bedanken, wie für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung durch Prof. Dr.-Ing. Günther Kundt und Dipl. Math. Johannes Hain.

Die Dissertation umfasst einen langen Zeitraum, der sich folgendermaßen zusammensetzt. Die Datenerhebung selbst führte ich während meines Studiums der Humanmedizin an der Universität Rostock durch. Sie dauerte von September 2010 bis Oktober 2011. Anschließend erfolgte die Datenverarbeitung und Auswertung, die ebenfalls zirka ein Jahr in Anspruch nahm. Nach dem erfolgreichen Abschluss meines Staatsexamens im Frühjahr 2014 erfolgte die Literaturrecherche, die sich bei dem wichtigen Thema der Handkraft sehr ausgiebig gestaltet hat. Seit mehr als 60 Jahren wird intensiv an der Handkraft und dessen Messgeräten geforscht. Es scheint unmöglich, die gesamte Literatur dieser Forschung zu studieren, weshalb ich versucht habe, mich auf die wesentlichen immer wiederkehrenden Quellen zu beschränken.

Im Sommer 2014 übernahm ich eine Stelle als Assistenzärztin am Helios Klinikum Meiningen. Hausbau und später die Geburt unseres Sohnes verhinderten vorübergehend die Fortführung der Dissertation, sodass diese drei Jahre ruhte. Ab Frühjahr 2017 erfolgte die Fertigstellung der Dissertationsschrift.

Ich danke nochmals allen Beteiligten und meiner Familie für die Unterstützung, die vielen Ratschläge und die Motivationen. Mein Dank gilt weiterhin meinen Probanden, die einige Zeit und Aufwand auf sich genommen haben, um an der Studie teilzunehmen.

Seeba, den 15.10.2019

Julia Neumann

2 Historie

2.1 Meilensteine der technischen Entwicklung von Kraftmessgeräten bis zum zwanzigsten Jahrhundert

Im 17. Jahrhundert befassten sich Giovanni Alfonso Borelli (1608 - 1679) und Philippe de la Hire (1640 - 1718) mit Struktur und Funktion der menschlichen Hand. In den folgenden Jahren entwickelten George Graham (1673 - 1751) und Leroy erste Methoden zur Quantifizierung der Kraft der oberen Extremität.

John Theophilus Desaguliers (1683 - 1744) ergänzte das von Graham entwickelte Messgerät, dessen Grundelement eine rechtwinklige Stange bildet, die an einem Tragegestell befestigt ist. Der längere Arm des Stabes ist horizontal angeordnet und an seinem Ende befindet sich ein Gewicht. Der kürzere Arm des Stabes ragt senkrecht nach oben. Zur Kraftmessung wird mit der einen Hand um einen unbeweglichen Pfosten und mit der anderen Hand um den kurzen Arm des Kraftmessers gefasst. Beide Elemente müssen einander angenähert werden. Dieses Kraftmesser ist einerseits sehr groß und andererseits nicht exakt genug (Gehler, et al., 1825-1845).

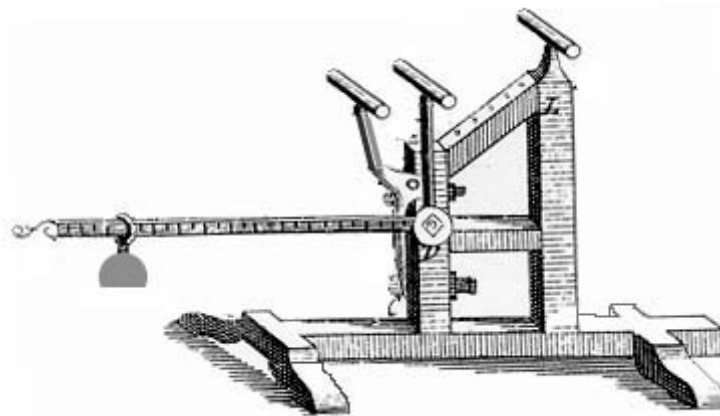


Abbildung 1: Graham-Desaguliers Kraftmesser, 1763, von Desaguliers ursprünglicher Zeichnung (Pearn, 1978)

Im Gegensatz dazu besteht das von Leroy entwickelte Gerät nicht aus einem Hebelsystem. Es ist aus einer senkrecht stehenden Feder aufgebaut, die von einem 25,4 cm bis 30,5 cm langem Metallrohr umgeben ist. Das Rohr steht auf einem Sockel. Am oberen Ende der Feder ist eine kleine Kugel angebracht. Durch Druckausübung auf die Kugel wird die Feder komprimiert. Dadurch erfährt ein Zeiger an einer Skala einen Ausschlag.

Nachteilig ist, dass nur die Kraft einzelner druckausübender Finger gemessen wird (Gehler, et al., 1825-1845; Baynes, 1878-1889).

Georges-Louis Leclerc Comte de Buffon (1707 - 1788) und Philibert Gutnaud de Montbelliard (1720 - 1785) experimentierten mit diesen Messgeräten. Sie erhielten jedoch sehr unpräzise Ergebnisse. Deshalb regten sie Anfang der 1780er Jahre Edme Régnier (1751 - 1825) an, ein Gerät zu konstruieren, mit dem die Stärke eines einzelnen Fingers, einer Hand, eines Beines oder des ganzen Körpers getestet werden könne (Horne & Talbot, 2002). Der gelernte Büchsenmacher maß mit seinem Messgerät von 1798 nicht nur die menschlichen Körperkräfte, sondern er verglich zudem die Zugkraft von Pferden, den Widerstand eines Wagens, wenn dieser einen Berg aufwärts gezogen bzw. gerollt wird, die Zweckmäßigkeit eines weiteren Zugtieres beim Ziehen von schweren Lasten (siehe Abbildung 3) sowie die Rückstoßkraft von Schusswaffen und somit die Schusskraft der entsprechenden Waffe. 1798 wurde der Begriff Dynamometer nach der Veröffentlichung von Régniers Erfindung geprägt. Nach dem Tod von Régnier diente sein Dynamometer vor allem bei Wettstreiten zum Vergleich der Körperkräfte (Hirschmüller, 1997; Horne & Talbot, 2002).



Abbildung 2: Régnier Dynamometer, 1798 (Gilai, 2002)

Régniers Kraftmessgerät besteht aus einer Metallplatte auf der zwei Skalen angebracht sind und zwei Zeiger, die entsprechend der aufgebrachten Kraft ausschlagen. Diese Platte ist mit einem elliptischen, federnden Stahlring verbunden, durch den die Kraftaufnahme erfolgt. Er ist ca. 30,5 cm lang. Die eine Skala dient vor allem zur Messung von Pferdestärken oder anderen Experimenten, bei denen die Ellipse auseinandergezogen wird. Entsprechend ist sie in Myriagramm, der damals größten Masseneinheit, abzulesen. Die zweite Skala, die vor allem beim Zusammendrücken des Dynamometers verwendet wird, ist in Kilogramm angegeben (Horne & Talbot, 2002).

Die vielen Anwendungsmöglichkeiten des Kraftmessgerätes ergeben sich daraus, dass das Gerät über einen Ständer stabil am Boden befestigt werden kann. Desweiteren ist es möglich einen Haken am Messgerät zu befestigen, der mit einem Griff versehen ist. So kann beispielsweise die Kraft der menschlichen Rückenmuskulatur gemessen werden (Horne & Talbot, 2002).

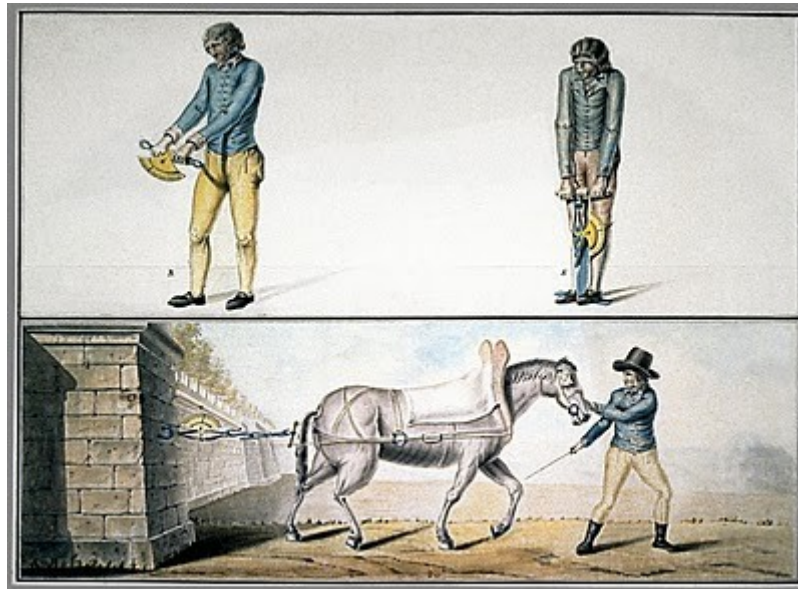


Abbildung 3: Kraftmessung mittels Régniers Dynamometer (o.V., 2007)

In der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts konstruierte Duchenne de Boulogne (1806 - 1875) ein einhändiges Dynamometer. Dieses besteht ebenfalls aus einer Metallplatte mit Graduierung und Zeiger, dessen Ausschlag durch das Zusammendrücken eines mit einer Hand fassbaren Hebelsystems erzeugt wird. Es ist ebenfalls möglich den einen Griff zu fixieren und den Zeiger durch das Auseinanderziehen der beiden parallelen Hebelarme zu bewegen. Die Skalen sind in Kilogramm und in Gramm angegeben, so dass dieses Messgerät zusätzlich zur Untersuchung von beeinträchtigten Patienten geeignet ist (Hirschmüller, 1997).

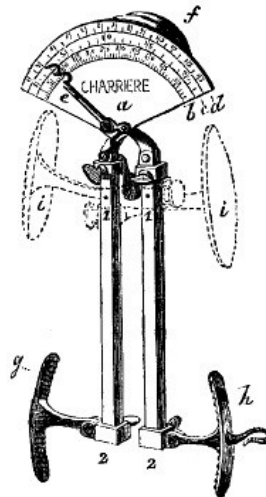


Abbildung 4: Dynamometer von Duchenne de Boulogne, 1861 (Windglätter, 2005)

Victor Burq (1823 - 1884) entwickelte gleich zwei handliche Dynamometer (9 x 6 cm). Das Gerät der Firma Lüer ist aus einem federnden Metallring mit einer sich in der Mitte befindenden Platte mitsamt Skala und Nadel aufgebaut (siehe Abbildung 5 rechtes Bild). Der Kraftmesser der Firma Charrière (siehe Abbildung 5 linkes Bild), die auch schon das Dynamometer von Duchenne de Boulogne baute, besteht ähnlich wie dieses aus einem Hebelsystem mit zwei parallelen Hebelarmen, die es zusammenzudrücken gilt. Messskala und Zeigersystem gibt auch hier Auskunft über die Stärke der aufgebrauchten Kraft in Kilogramm (Hirschmüller, 1997).

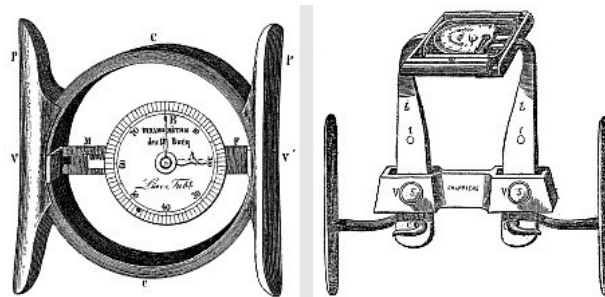


Abbildung 5: Burq Dynamometer 1854 - 1859 (Windglätter, 2005)

M. Mathieu stellte im 19. Jahrhundert ein Kraftmessgerät her, das den heutigen Handdynamometern sehr ähnelt. Es besteht aus über einen Zahnradmechanismus bewegten Zeiger und einer Graduierung an einem elliptischen Stahlring. Mit diesem Messgerät war es auch erstmalig möglich einen zeitlichen Verlauf der Handkraft aufzuzeichnen (Hammond, 1868; Hirschmüller, 1997). Bezeichnet wird ein solches Gerät als Ergograph.

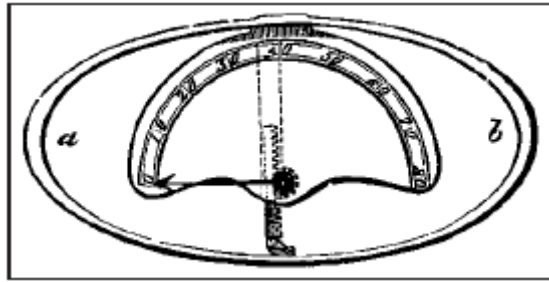


Abbildung 6: Mathieu-Dynamometer, ca. 1876 (Lanska, 2000)

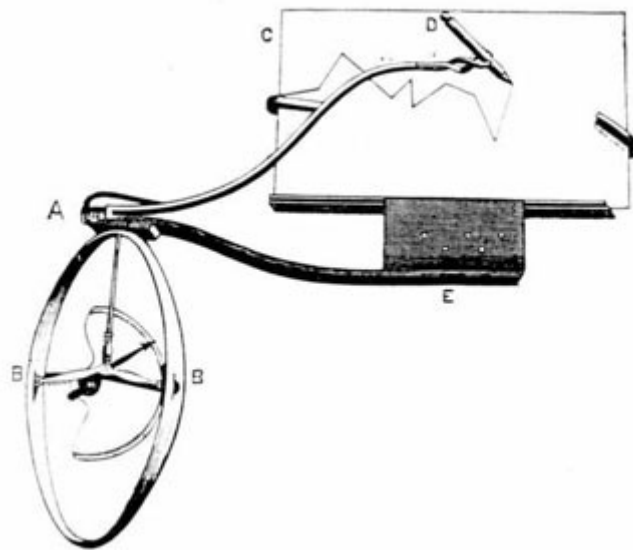


Abbildung 7: Mathieu-Dynamometer mit Vorrichtung zur Aufzeichnung des zeitlichen Verlaufes der Handkraft (Lanska, 2000)

Hammond verbesserte 1885 diese Messtechnik von Mathieu, indem er die Messskala außerhalb des elliptischen Ringes befestigte. Ähnliche Messinstrumente entwarfen um die Jahrhundertwende Collin, Charles-Emmanuel Sédillot (1804 - 1883), Dudley Allen Sargent (1849 - 1924), Ullmann sowie Chéron und Verdin (Petitdant, 2017).



Abbildung 8: Hammond-Dynamometer, 1885 (Petitdant, 2017)

2.2 Derzeitiger Stand der Technik

Während bisher vor allem an Federdynamometern geforscht wurde, entwickelten sich die Kraftmesser im zwanzigsten Jahrhundert in verschiedene Richtungen. Das wurde erforderlich, weil die verwendeten Metallfedern dieser Messgeräte nicht geeicht waren. Das bedeutet, jedes Dynamometer besaß unterschiedliche Widerstände und somit wurden bei gleicher Krafteinwirkung verschieden starke Ausschläge bewirkt (Kirkpatrick, 1956). Weiterhin lässt der Widerstand bei mehrfacher Benutzung nach.

Dennoch muss noch das 1900 von Fred Smedley entwickelte Federdynamometer erwähnt werden. Hierbei handelte es sich um das erste Dynamometer, dass aus 2 parallelen Griffen bestand, wovon der eine verstellbar war, sodass es für unterschiedliche Griffspannen verwendet werden konnte. Da es ursprünglich von der Firma Stoelting hergestellt wurde, ist neben dem Smedley-Dynamometer der Begriff Stoelting-Dynamometer in der Literatur vertreten. Die Weiterentwicklung dieses Messgerätes ist als Harpenden-Dynamometer heutzutage erhältlich (Clerke, 2006; Petitdant, 2017).

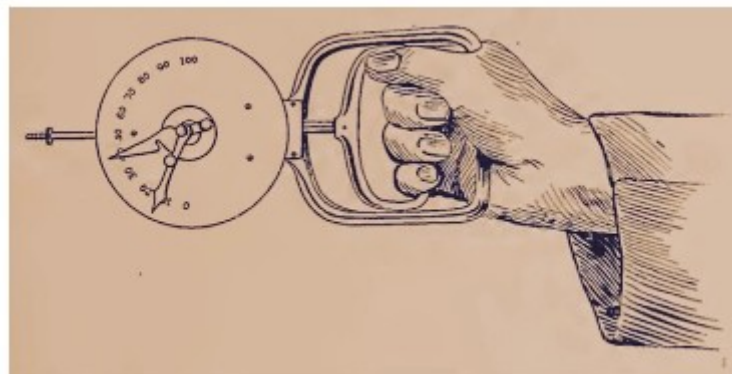


Abbildung 9: Smedley-Dynamometer (Petitdant, 2017)

Eine ähnliche Möglichkeit bietet ein Tensiometer mittels Griffstärkemessung über die Spannungsänderung eines Kabels oder Drahtes. 1948 wurde es von Harrison Clarke erstmalig eingesetzt, der es als bislang präzisestes Messgerät wertete. Bechtol und die Pacific Scientific Company modifizierten das Messgerät 1954 (Clerke, 2006). Ähnlich, wie bei den Federdynamometern stellt auch hier der Spannungsverlust nach häufigem Gebrauch ein Problem dar.

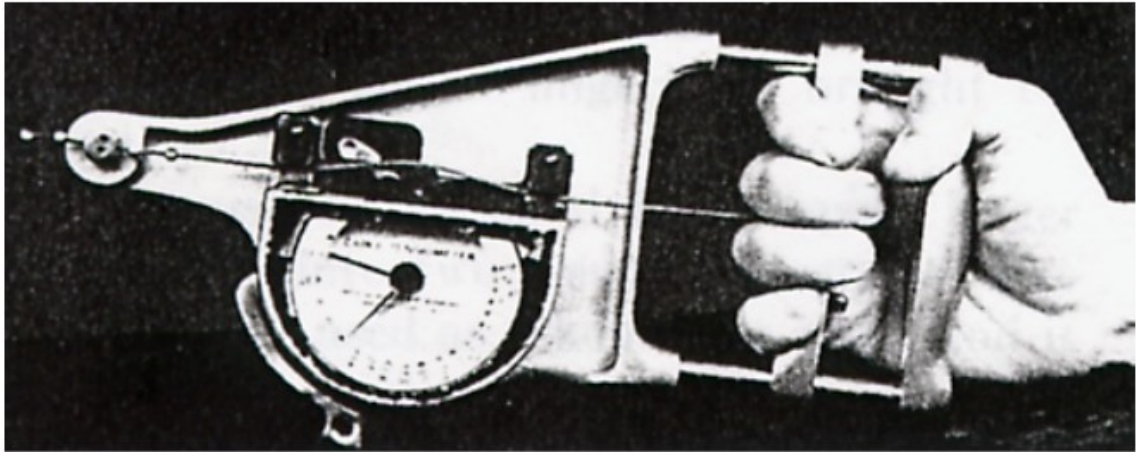


Abbildung 10: Bechtol modifiziertes Tensiometer (Clerke, 2006)

Des Weiteren entwarf Allan McLane Hamilton (1848 - 1919) 1875 das erste pneumatische Dynamometer, dessen Prinzip auf der Kompression einer Luftsäule durch einen mit farbigem Wasser gefüllten Gummikolben funktioniert (Clerke, 2006). Jules Amar verwendete statt gefärbten Wassers Quecksilber und einen Schwimmer (Petitdant, 2017). 1939 wurde das Messgerät von Geckeler weiterentwickelt, sodass die Kraft auf einer Zeigerskala abgelesen werden konnte. Der Kolben und sein Schlauch zur Verbindung mit dem Manometer waren lediglich mit Luft gefüllt (Geckeler, 1939). Eine dynamische Aufzeichnung wird mit diesem System möglich (Kirkpatrick, 1956; Desrosiers, et al., 1995 (1)).

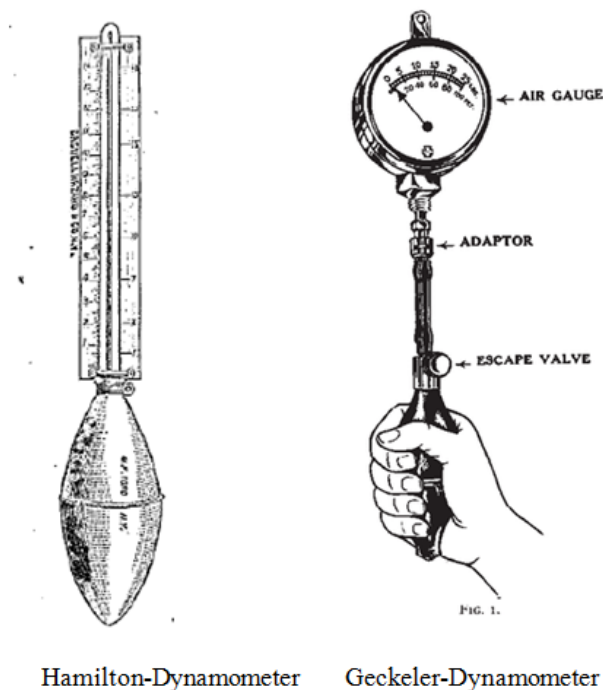


Abbildung 11: Pneumatische Dynamometer (Geckeler, 1939; Clerke, 2006)

Die Gebrüder Martin der KLS Martin Group entwickelten auf der Grundlage der pneumatischen Geräte das heute noch weit verbreitete Martin Vigorimeter (Thorngren & Werner, 1979; Jaber, et al., 2012). Hierfür sind drei Kolbengrößen für unterschiedlich große Hände anpassbar. Zwar ist es ein preisgünstiges Messinstrument, jedoch ist bei einem pneumatischen Messgerät nur die Messung des Druckes und nicht der Kraft möglich (Kirkpatrick, 1956).

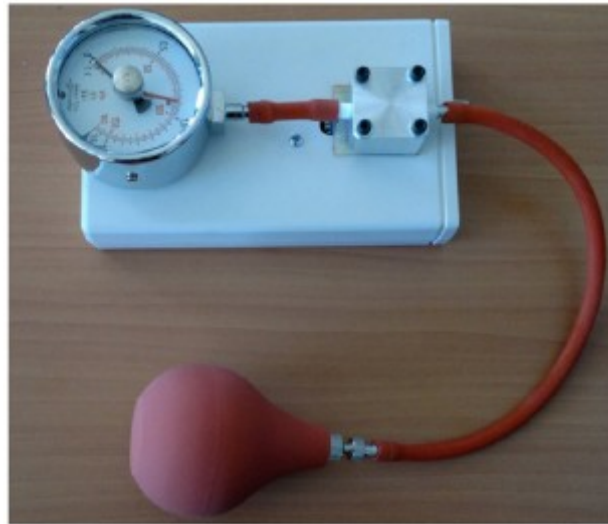


Abbildung 12: Martin Dynamometer (Jaber, et al., 2012)

1893 erfand Dr. John Harvey Kellogg ein Dynamometer, welches auf einen hydraulischen Prinzip beruhte. Hierfür war ein Stahlzylinder mit einem Quecksilber-Wasser-Öl-Gemisch gefüllt. Eine senkrechte Stange musste auf- oder abwärts bewegt werden, wobei aus der Literatur nicht hervorgeht, ob die Messung unter isometrischer oder dynamischer Kraftaufbringung erfolgt. Jedoch war das Messinstrument noch sehr groß und daher unpraktisch zu transportieren und zudem teuer (Clerke, 2006).

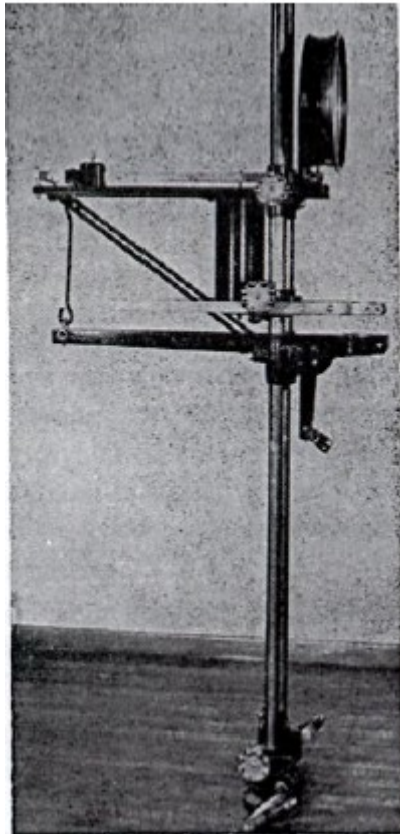


Abbildung 13: Kellogg-Dynamometer (Clerke, 2006)

Mitte des zwanzigsten Jahrhunderts wurde das hydraulische Jamar-Dynamometer entwickelt und von Bechtol etabliert. Es besteht aus einer Drucksäule in Form einer nicht komprimierbaren Ölsäule, die die Kraft aufnimmt und überträgt (Bechtol, 1954; Kirkpatrick, 1956). Die aufgebrachte Kraft wird auf einem Manometer angezeigt. Der große glatte Griff ist in fünf verschiedenen Rasterstufen zwischen 2,54 cm und 7,62 cm für unterschiedliche Griffspannen einstellbar (Clerke, 2006). Dieses Messgerät stellt bis heute den Gold-Standard der Handkraftmessung dar und ist seitdem das Mittel der Wahl für Forschungen und Anwendungen in der klinischen Medizin. Jedoch sind auch bei diesem Messgerät Limitationen zu beachten. Die Hauptfehlerquellen entstehen durch ein Öl-Leck sowie die Hysterese (Clerke, 2006). Eine regelmäßige Überprüfung und Kalibrierung ist bei häufiger Benutzung daher zwingend notwendig.



Abbildung 14: Jamar-Dynamometer von Bechtol 1954 etabliert (Clerke, 2006)

1979 kamen Dehnungsmessstreifen-Dynamometer auf den Markt. Pearn und Bullock sowie Newman waren die ersten, die mit einem solchen Messgerät forschten (Clerke, 2006). Durch Spannungsänderung der Dehnungsmessstreifen kann die erzeugte Kraft elektrisch aufgezeichnet werden. Es existieren heutzutage verschiedene Modelle. Radhakrishnan und Nagaravinda testeten bei ihrer Studie ein solches Instrument, bei dem zwölf Messstreifen um einen Zylinder angebracht waren, für die Erfassung der Phalangenkräfte der vier Langfinger (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993).

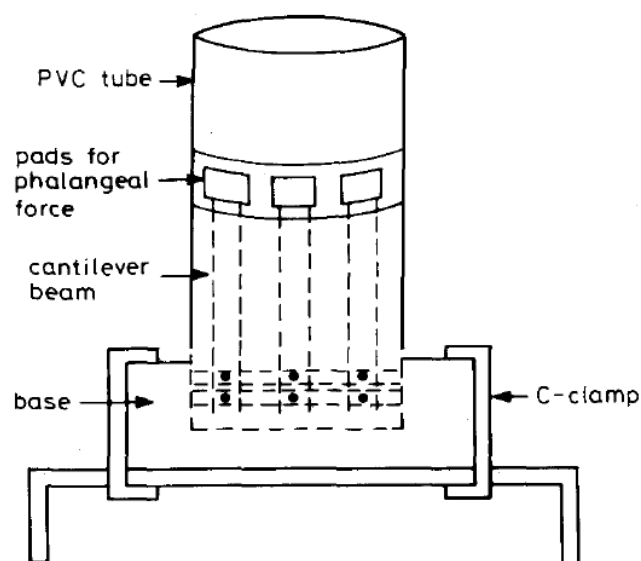


Abbildung 15: Dehnungsmessstreifen-Dynamometer (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993)

Mit der Weiterentwicklung von Computern und elektronischer Programme, wurden ebenfalls die Dynamometer und Software zur elektronischen Datenerfassung weiterentwickelt. Das Prinzip der Kraftaufnahme selber bleibt dadurch unverändert. Es ist somit die Aufzeichnung eines Kraft-Zeit-Diagrammes mit sofortiger Speicherung und anschließender Weiterverarbeitung der Daten in elektronischer Form möglich.

Anders als die bisherigen Kraftmesser, beruht das Messgerät der Firma Novel nicht mehr allein auf mechanischen Komponenten der Kraftaufnahme, sondern sie erfolgt über eine elektronische Sensortechnik.

Diese Art der Sensortechnik ist seit langem bekannt und wurde bereits mehrfach in Studien getestet (Price, et al., 2016). So kann sie beispielsweise an einem Handschuh angebracht und nach dem Überstülpen des Handschuhes die Kraftverteilung mittels herkömmlichen Dynamometers gemessen werden (Wachter, et al., 2009; Mentzel, et al., 2011). Nachteilig beim Sensorhandschuh ist im Vergleich zu einer Sensormatte, dass nicht die Druckverteilung der gesamten Hand abgebildet wird, sondern lediglich der Anteil der Hand, der das herkömmliche Dynamometer berührt (siehe Kapitel 6.2.1).

Ebene Oberflächen, welche die Druckverteilung einer bestimmten Region abbilden sind ebenso bereits etabliert. Einfache Systeme, wie das Betreten einer Glasplatte, unter der sich schräg angebracht ein Spiegel befindet, stellen die Anfänge der Messung der Druckverteilung zwischen Fußsohle und Oberfläche dar. Diese Technik, die heute noch in vielen Schuh- und Sportgeschäften Anwendung findet, wurde weiterentwickelt. So kommen bewährte Druckverteilungs-Messsysteme täglich in der klinischen Praxis zum Einsatz, um Erkrankungen der unteren Extremitäten zu untersuchen. Mit moderner Technik kann die statische und die dynamische Belastung des Fußes aufgezeichnet und ausgewertet werden. Auf diese Art und Weise lassen sich bei alltäglichen Bewegungsabläufen auch Fehlbelastungen darstellen (Kolling, 2004; Komma, 2008).

Obwohl dieses Verfahren für die untere Extremität eine etablierte Methode ist, wurde es bisher nicht für die Handkraft verwendet, um Veränderungen dieser verifizieren zu können. Dabei herrscht in der Medizin über die Bedeutung der Handkraft Einigkeit. Die Handkraft ist nicht mehr allein ein Indikator zur Kontrolle des Heilungsverlaufes von Erkrankungen der oberen Extremität. Darüber hinaus belegen immer mehr neue Studien ihre Bedeutung für die Diagnostik und Prognose von systemischen Erkrankungen. Puhan et al. berichten über die Handkraft als ersten Test zur Abschätzung der Mortalität bei COPD-Patienten, während Wang et al. anhand der Stärke der Handkraft den Anteil des Körperproteins und somit die Ernährungssituation eines Dialysepatienten bestimmen und infolge dessen die Prognose abschätzen (Wang, et al., 2005; Puhan, et al., 2013). Weiterhin erfolgen Forschungen zur postoperativen Risikoabschätzungen, wobei eine Verminderung der Kraft als Surrogatparameter auf eine erhöhte perioperative

Sterblichkeit, auf ein erhöhtes Risiko von Komplikationen sowie auf einen längeren Krankenhausaufenthalt hinwies (Norman, et al., 2011).

Es ist für die bessere ortsauflösende Funktionsanalyse der Hand sehr wichtig, die Weiterentwicklung zur Messung der Handkraft durch neue Technologien und Forschungen zu fördern.

3 Ziele der Promotionsarbeit

Die zentrale Fragestellung dieser Arbeit ist, ob die Messung der Hand- und Fingerkraft mittels Drucksensorfolie ebenso valide und reproduzierbar ist wie jene mit einem herkömmlichen Dynamometer. Bei einem gebräuchlichen Dynamometer wurden mehrfach schon Einflussfaktoren auf die Handkraft definiert. Ausgewählte Faktoren, wie anthropometrische Daten (Handlänge, Körpergröße, Körpergewicht), Alter, Geschlecht sowie manuelle Belastungen in der Freizeit und im beruflichen Alltag wurden erhoben und ihr Einfluss auf die Handkraft ermittelt, die mit der Drucksensorfolie getestet wurde. Im Anschluss erfolgte der Vergleich mit Studienergebnissen aus der Forschung mit einem Dynamometer. Weiterhin erfolgte eine Auswertung der Drucksensor-Messergebnisse innerhalb eines Tages, wie auch zwischen den Messtagen, um äußere Einflussfaktoren zu minimieren und Aussagen über die Verwendung im klinischen Alltag treffen zu können.

Durch die elektronische Messerfassung mit Sensoren ergeben sich zahlreiche Möglichkeiten, die menschliche Handkraft zu visualisieren. So ist nicht nur die Erfassung des zeitlichen Verlaufes mit Zeitpunkt der Maximalkraft, mit Ermüdungseffekt, mit Aufzeichnung von Motivation oder Ablenkung auf die Handkraft möglich. Es kann ebenso erkannt werden, wie sich die Kraft bei zylindrischen Griffen innerhalb der Hand bei gesunden Probanden verteilt. Untersucht wurde hier die Druckverteilung einzelner Regionen einer Hand bei unterschiedlich großen Zylindergriffen. Einzelne Finger oder Fingerglieder wurden betrachtet und miteinander verglichen. Wichtig ist der Abdruck der Normverteilung der Kraft bei gesunden Händen für die Gestaltung von ergonomischen Handgriffen, um Folgeschäden durch Überbelastung zu vermeiden.

Ein zweiter Teil dieser Promotionsarbeit beschäftigt sich mit Patienten, die nach einer distalen Radiusfraktur mit einer volaren Platte versorgt und acht bis zwölf Wochen postoperativ nachuntersucht wurden. Geprüft wurde hierbei, ob sich Veränderungen im Kraftverteilungsmuster der Hand im Vergleich zur gesunden Hand derselben Patienten abbilden. Die klinische Bedeutung liegt hierbei in der Beurteilung des Krankheitsverlaufes zur frühzeitigen Erfassung von Komplikationen nach Verletzungen der oberen Extremität, wie das komplexe regionale Schmerzsyndrom. Nach solchen Verletzungen könnte das Verteilungsmuster außerdem zur Beurteilung eines Rehabilitationserfolges herangezogen werden.

4 Material und Methoden

4.1 Messgeräte

4.1.1 Das Biometrics-Messgerät

Beim Biometrics-Messgerät Type G200 (Biometrics Ltd., Newport, Großbritannien) handelt es sich um ein modifiziertes Jamar-Dynamometer. Optisch ist es mit einem mechanischen Jamar-Dynamometer zu vergleichen (siehe hierzu Kapitel 2.2). Wie beim Grundmodell sind hier fünf Rasterstufen für verschiedene Handgrößen einstellbar (siehe Abbildung 16). Die Krafteinwirkung wird beim G200 durch einen einfachen Drucksensor elektrisch aufgenommen und die Auswertung an einem Computer durchgeführt. Auf diese Weise kann eine dynamische Aufzeichnung der Kraft über die Zeit erfolgen. Mit Hilfe einer speziellen Software werden die Maximal- und die Durchschnittskraft automatisch berechnet.

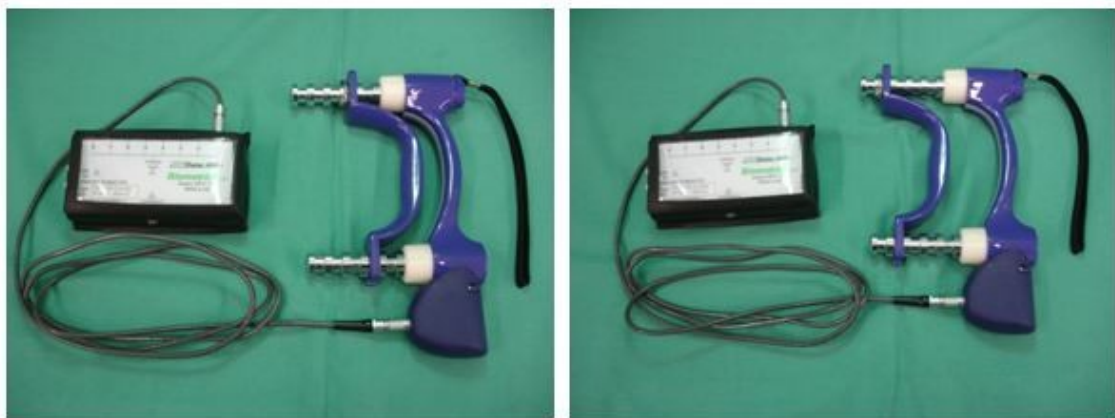


Abbildung 16: Biometrics-Messgerät Type G200, Griffstellung in der zweiten und vierten Rasterstufe (v.r.n.l.)

4.1.2 Das Novel-Messgerät

Die Firma Novel setzt bei der Handkraftmessung auf ein anderes Messverfahren. Es handelt sich um einen Zylinder, welcher mit einer elastischen Sensormatte ummantelt ist. Hierdurch lassen sich kalibrierte, kapazitive Sensoren an 3D-Formen anpassen (dynamische Manugraphie). Verwendet wurden Zylinder mit 100 mm, mit 150 mm und mit 200 mm Umfang. Das entspricht einem Durchmesser von 31,83 mm, 47,75 mm beziehungsweise 63,66 mm. Die Sensordichte beträgt zwei Sensoren pro Quadratzentimeter und je nach Durchmesser des Zylinders können somit insgesamt 434, 651 beziehungs-

weise 868 Einzelmesspunkte ausgewertet werden. Diese Informationen werden elektronisch an einen Computer weitergeleitet und ausgewertet. Dazu ermittelt das System nun die Anzahl der erregten Sensoren, nimmt die Kraft auf, die auf jeden einzelnen Sensor wirkt und errechnet zusätzlich den aufgebrachten Druck mit Hilfe der folgenden Formel.

$$Druck = \frac{Kraft}{Fläche} \quad (1)$$

Druck und Kraft lassen sich über die Zeit darstellen. So wird eine dynamische Messung aufgenommen.



Abbildung 17: Druckverteilungsmesssystem der Firma Novel, drei verschiedene Zylindergrößen

4.2 Erster Teil: Evaluation des Druckverteilungsmessgerätes

4.2.1 Datenaufnahme

4.2.1.1 Studienpopulation/ Auswahlkriterien

Am ersten Teil der Studie nahmen 76 gesunde Probanden teil: 38 Männer und 38 Frauen. Sie waren alle im berufsfähigen Alter. Bei einer Spanne zwischen 19 und 60 Jahren lag das Durchschnittsalter bei $35,9 \pm 12,4$ Jahren (Männer: $34,9 \pm 11,7$ Jahre im Bereich von 19 bis 60 Jahren, Frauen: $37,1 \pm 13,1$ Jahre im Bereich von 21 bis 60 Jahren). Bei einer gemittelten Größe von $174,4 \pm 9,5$ cm (Männer: $181,3 \pm 7,7$ cm, Frauen: $167,5 \pm 5,0$ cm) ergibt sich ein durchschnittliches Gewicht von $75,2 \pm 14,7$ kg (Männer: $82,5 \pm 13,7$ kg, Frauen: $67,8 \pm 11,8$ kg). Es wurde zwar darauf geachtet, dass sowohl ältere, als auch jüngere sowie adipöse und schlanke Menschen als Probanden teilnehmen, aber die ausgewählten Probanden können dennoch keine repräsentative Population in der heutigen deutschen arbeitstätigen Bevölkerung darstellen. Hierfür ist die Studienpopulation zu klein. Die Probanden waren fast ausschließlich städtische Bewohner von Rostock. Weiterhin konnten vorwiegend Sekretärinnen, Ärzte, Krankenschwestern und Studenten zur Teilnahme motiviert werden.

Die erhobenen anthropometrischen Daten sind in Tabelle 1 dargestellt. Der Mittelwert der Handlängen der untersuchten Probanden ergibt $17,8 \pm 1,2$ cm (Männer: $18,6 \pm 1,0$ cm, Frauen: $17,0 \pm 0,6$ cm). Unter den 76 Probanden befinden sich 3 Linkshänder (1 Mann, 2 Frauen). Die mittlere Unterarmlänge beträgt $27,1 \pm 1,9$ cm ($28,6 \pm 1,5$ cm bei den Männern im Vergleich zu $25,7 \pm 1,0$ cm bei den Frauen). Der linke Unterarmumfang beträgt durchschnittlich $25,7 \pm 3,1$ cm. Hierbei beträgt der Anteil der Männer $27,9 \pm 2,1$ cm und derer der Frauen $23,4 \pm 2,0$ cm. Währenddessen ist der rechte Unterarmumfang durchschnittlich $26,2 \pm 3,2$ cm lang, wobei $28,7 \pm 2,1$ cm auf die Männer und $23,8 \pm 2,1$ cm auf die Frauen entfallen.

Es wurde auf folgende Ausschlusskriterien geachtet:

- vorangegangene Frakturen, chirurgische Interventionen, Nervenverletzungen oder anderweitige Behinderungen im Bereich der oberen Extremität (Grünholzfrakturen in der Kindheit mit keiner bestehenden Beeinträchtigung führten nicht zum Ausschluss) und
- systemische Erkrankungen, wie Multiple Sklerose, Rheuma, etc.

Tabelle 1: Übersichtsdarstellung von Alter, Gewicht und anthropometrischer Daten

Beschreibung der Eigenschaft	Probanden gesamt	Männer	Frauen
Alter [Jahren]	35,9 ± 12,4	34,9 ± 11,7	37,1 ± 13,1
Körpergewicht [kg]	75,2 ± 14,7	82,5 ± 13,7	67,8 ± 11,8
Körpergröße [cm]	174,4 ± 9,5	181,3 ± 7,7	167,5 ± 5,0
Handlänge [cm]	17,8 ± 1,2	18,6 ± 1,0	17,0 ± 0,6
Unterarmlänge [cm]	27,1 ± 1,9	28,6 ± 1,5	25,7 ± 1,0
Unterarmumfang links [cm]	25,7 ± 3,1	27,9 ± 2,1	23,4 ± 2,0
Unterarmumfang rechts [cm]	26,2 ± 3,2	28,7 ± 2,1	23,8 ± 2,1

4.2.1.2 Durchführung der Messung

Vor der Kraftaufnahme wurden mittels Fragebogen die Daten zum Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht sowie Hand-Dominanz erhoben (siehe Abbildung 56 und Abbildung 57). Die Hände der Probanden wurden eingescannt und der Proband mit Hilfe eines Maßbandes vermessen. Die Handlänge wurde ermittelt, indem von der Mittelfingerspitze bis zur distalen Handgelenksfurche gemessen wurde (siehe Abbildung 18). Die Unterarmlänge wurde vom Olecranon bis zum Processus styloideus ulnae gemessen (siehe Abbildung 19). Zur Bestimmung des Unterarmumfangs wurde vom Epicondylus lateralis 10 cm nach distal abgemessen und von diesem Punkt der Umfang bei angespanntem Arm in Semipronationsstellung bestimmt (siehe Abbildung 20). Die gemessenen Werte wurden mit einer Schrittweite von 0,5 cm bestimmt.



Abbildung 18: Messung der Handlänge



Abbildung 19: Messung der Unterarmlänge

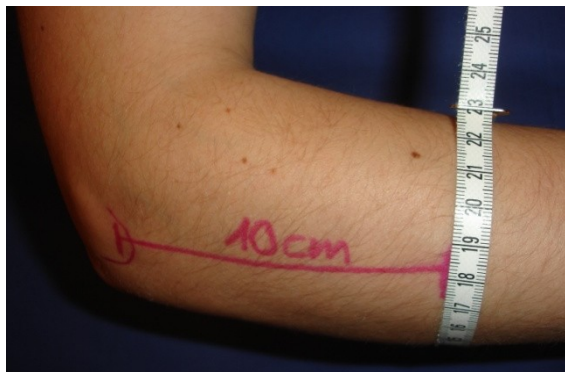


Abbildung 20: Messung des Unterarmdurchmessers

Weiterhin wurden in dem Fragebogen Beruf, Hobbys sowie jeweils manuelle Belastungen im Beruf und Freizeit abgefragt. Zur Klärung der manuellen Belastung wurden für die Betätigung im Beruf die folgenden Auswahlkriterien vorgegeben:

- Tätigkeiten mit wechselnder manueller Beanspruchung, wie z.B. Krankenpfleger/-schwester, Reinigungskraft,
- sich ständig wiederholende Handgriffe ohne größeren Kraftaufwand, wie z.B. Sekretär/-in, Fließband-Handmontage leichter Gegenstände, Briefe sortieren,
- sich ständig wiederholende Handgriffe mit Kraftaufwand, wie z.B. Bauarbeiter/-in, Schlosser/-in, Heizungsmonteur oder
- Tätigkeit ohne besondere manuelle Belastung, wie z.B. Student/in, Radiologe/in, Handchirurg/in.

Für die Betätigung in der Freizeit gab es die drei Unterpunkte:

- regelmäßige, sportliche Betätigung mit manueller Belastung, wie z.B. Ballsportarten, Schlag-Wurf-Sportarten, Klettern, Surfen
oder regelmäßige, schwere handwerkliche Hobbies/ Nebentätigkeiten, wie Hausbau oder Landwirtschaft,
- regelmäßige Hobbys ohne manuelle Belastung, wie z.B. Angeln, Ski fahren oder leichte handwerkliche Hobbies

- oder leichte Gartenarbeiten oder
- keine regelmäßigen Hobbys.

Die Einstufung in die entsprechenden Auswahlkriterien erfolgte durch die Probanden selbst und wurde vom Untersucher nicht beeinflusst.

In einem nächsten Schritt erfolgte die Randomisierung des Messgerätes, mit denen die Probanden an jeden Untersuchungstag beginnen sollten. Hierzu wurden 76 Briefumschläge angefertigt: im Inneren befanden sich 38 Zettel mit der Aufschrift „Novel“ und 38 Zettel mit der Aufschrift „Biometrics“. Jeweils 19 Novel-Umschläge und 19 Biometrics-Umschläge wurden für die männlichen Probanden blau markiert. So blieben 19 Novel- und 19-Biometrics-Umschläge für die weiblichen Probanden übrig. Diese wurden gelb markiert, sodass beim Betrachten der Umschläge erkennbar war, ob diese für weibliche oder männliche Probanden bestimmt waren, aber der Inhalt nicht einsehbar war.

Vor Beginn der Messungen musste jeder Proband einen solchen, seinem Geschlecht entsprechenden Briefumschlag ziehen. Das Kuvert wurde anschließend entwertet. So konnte das Messgerät, mit welchem jeder einzelne Proband anfängt, randomisiert werden. Zugleich konnte sichergestellt werden, dass jeweils die Hälfte der Männer und die Hälfte der Frauen mit dem Novel-Gerät beginnen und die jeweils andere Hälfte mit dem von Biometrics.

Anschließend mussten die Probanden auf einem Drehstuhl ohne Lehne Platz nehmen. Nun bekam jeder Proband eine Einweisung in die richtige Haltung. Sie wurden darüber unterrichtet, in Semipronationsstellung einen Winkel von ca. 90 Grad in der Ellenbeuge anzunehmen und dieses während der Messungen beizubehalten. Das Schultergelenk sollte in der Neutral-Nullstellung verbleiben. Das ist die standardisierte Armposition, wie sie in vielen vorherigen Studien zur Messung der Handkraft eingehalten wurde (Nitschke, et al., 1999). Für die optimale Kraftentwicklung wurde es den Probanden erlaubt, gegebenenfalls das Handgelenk spontan zu überstrecken (O'Driscoll, et al., 1992).

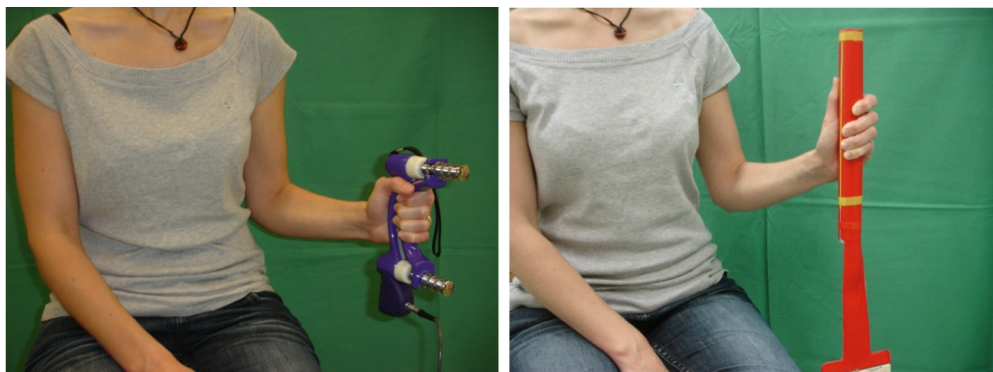


Abbildung 21: Standardisierte Körperposition zur Kraftmessung

Im Anschluss wurde den Probanden das weitere Prozedere genau erläutert und daraufhin eine Audiosequenz gestartet, welche eine dreifach repetierende Aufforderung zum "Drücken" und nach fünf Sekunden Kraftaufnahme zum "Loslassen" enthielt. Zwischen den drei Intervallen wurden jeweils zehn Sekunden Pause gewährt. Zur Standardisierung des zeitlichen Abstandes wurde auch diese auf der auditorischen Aufnahme festgehalten, sodass die Bandansage insgesamt eine Länge von 43 Sekunden aufwies (siehe hierzu Abbildung 22). Nach Ende der Bandansage war ein Messzyklus, bestehend aus drei Einzelmessungen, beendet. Zum Schluss wurde den Probanden noch erläutert, dass die sich anschließenden Messzyklen immer nach demselben Prinzip ablaufen.

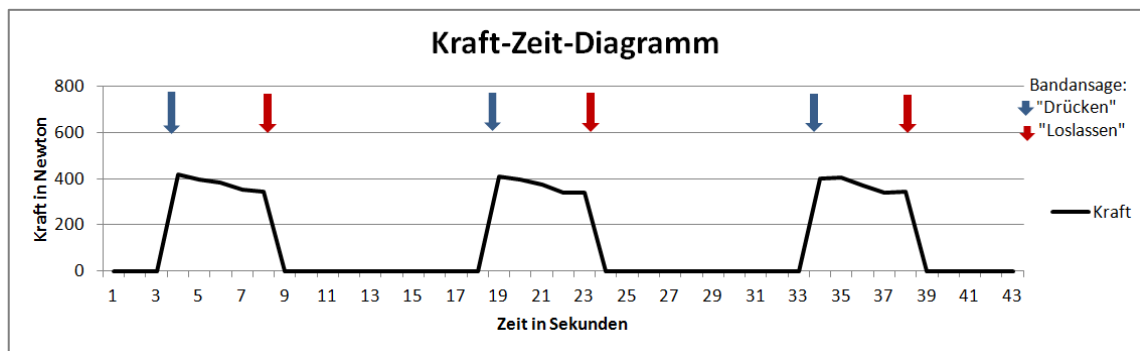


Abbildung 22: Beispiel eines Kraft-Zeit-Diagrammes unter gleichzeitiger Abbildung der Bandansage

Entsprechend der oben genannten Randomisierung wurde entweder mit dem Gerät der Firma Biometrics oder Novel begonnen. Die Kraftmessungen erfolgten in jeder Geräteeinstellung jeweils erst mit der linken und daraufhin mit der rechten Hand. Anschließend wurde die Griffspanne des Messgerätes stufenweise erhöht. Beim elektronischen Jamar-Dynamometer wurde mit der Rasterstufe 2 gestartet, die bis Rasterstufe 4 vergrößert wurde. Beim Novel-Gerät erfolgte die Messung zunächst mit dem kleinen, danach mit dem mittleren und abschließend mit dem großen Zylinder.

Anschließend erfolgte äquivalent hierzu die Handkraftmessung mit dem jeweils anderen Messgerät.

Zusätzlich wurden bei der Novel-Messung die Probanden bei jeder Messreihe für zehn Sekunden mit einer Kamera aufgenommen. Aus Gründen der Anonymität erfolgte die Videoaufnahme lediglich vom Oberkörper mitsamt oberer Extremität und Messgerät, um zu einem späteren Zeitpunkt die korrekte Stellung der Gelenke beurteilen zu können.

Dieser Ablauf wurde an zwei weiteren Tagen in der gleichen Reihenfolge der Messgeräte und Messzyklen wiederholt.

4.2.2 Datenverarbeitung

4.2.2.1 Allgemein

Von jedem Probanden wurden pro Untersuchungstag 12 Messzyklen aufgenommen: sechs mit dem Jamar-Dynamometer von Biometrics und sechs mit dem Zylindersystem von Novel. Die sechs Messzyklen kommen durch die Aufnahmen der drei unterschiedlichen Größenstufen mit jeweils der linken und der rechten Hand zustande. Ein Messzyklus, setzt sich aus drei Kraftaufnahmeintervallen, den Einzelmessungen, zusammen. Eventuelle unabsichtliche Krafteinwirkungen zwischen den Messzeitfenstern wurden verworfen. Entsprechend ist festzuhalten, dass pro Proband 18 Einzelmessungen pro Gerät und pro Tag und somit 36 Einzelmessungen für jeden Probanden pro Tag abgespeichert wurden. Über die drei Tage gesehen ergeben sich folglich 108 Einzelmessungen je Proband.

Aus jeder dieser 108 Messungen wurde die maximal aufgebrachte Kraft bestimmt, wobei nicht berücksichtigt wurde, ob diese gleich am Anfang, eher in der Mitte oder gegen Ende der Einzelmessung aufgebracht wurde.

Für die Ermittlung der Durchschnittskraft jeder Einzelmessung wurden die mittleren 3 Sekunden der Messzeit herangezogen. Somit konnte gewährleistet werden, dass unregelmäßig beginnende bzw. endende Kraftverläufe, sprich die erste bzw. letzte Sekunde, keine Verfälschung des Durchschnittes zur Folge hatten.

4.2.2.2 Zusammenhang zwischen den Messungen mit dem Biometrics-Dynamometer und dem Novel-Messzylinder

Um die Stärke des Zusammenhanges der Resultate, die mit den zwei Messgeräten ermittelt wurden, zu testen, wurde sich für die Korrelation nach Pearson entschieden, da es sich um skalierte normalverteilte Kraftwerte handelt. Der Test auf Normalverteilung, die Korrelations- und Regressionsanalysen erfolgten mit Hilfe der Statistik- und Analyse-Software SPSS von IBM (Version 18).

Für die Prüfung der Korrelationen zwischen den beiden Messgeräten wurde einerseits für jede Größenstufe und jede Hand die Maximalkraft der drei Einzelmessungen eines Probanden pro Untersuchungstag gemittelt, andererseits wurde hierfür auch der Mittelwert der Durchschnittskraft der drei Messungen für jeden Tag gebildet.

Es ergeben sich die jeweils mit einem Zylinder und der entsprechenden Hand erzielten Maximal- und Durchschnittswerte an einem Tag. Im Anschluss wurde aus den sich entsprechenden Werten der drei verschiedenen Aufnahmetage noch das arithmetische Mittel gebildet. Entsprechend ergeben sich pro Proband 24 Werte: mit jedem Messgerät jeweils 12, davon 6 als Maximalkraft und 6 als Durchschnittskraft. Diese sechs Werte teilen sich wiederum auf die drei Größenstufen auf, die mit jeweils beiden Händen ge-

messen wurden. Es wurden daher die Korrelationen der in Tabelle 2 aufgelisteten Wertepaare untersucht.

Tabelle 2: Zuordnung der Größeneinstellungen der Messgeräte von Biometrics und Novel für die Einteilung in Wertepaare zur Korrelationsuntersuchung

Nr.	Messgröße	Hand	Größenzuordnung (Biometrics - Novel)
1	Maximalkraft	links	Stufe 2 - kleiner Zylinder
2	Maximalkraft	rechts	Stufe 2 - kleiner Zylinder
3	Maximalkraft	links	Stufe 3 - mittelgroßer Zylinder
4	Maximalkraft	rechts	Stufe 3 - mittelgroßer Zylinder
5	Maximalkraft	links	Stufe 4 - großer Zylinder
6	Maximalkraft	rechts	Stufe 4 - großer Zylinder
7	Durchschnittskraft	links	Stufe 2 - kleiner Zylinder
8	Durchschnittskraft	rechts	Stufe 2 - kleiner Zylinder
9	Durchschnittskraft	links	Stufe 3 - mittelgroßer Zylinder
10	Durchschnittskraft	rechts	Stufe 3 - mittelgroßer Zylinder
11	Durchschnittskraft	links	Stufe 4 - großer Zylinder
12	Durchschnittskraft	rechts	Stufe 4 - großer Zylinder

4.2.2.3 Einflussfaktoren auf die Handkraft

Mit den herkömmlichen Dynamometern erfolgten bereits einige Studien hinsichtlich der Abhängigkeit der Handkraft von Einflussfaktoren, wie Körpergröße, Körpergewicht oder anderen Parametern, die sich bei jedem Menschen unterscheiden. In Anbetracht dessen korreliert diese Studie lediglich die mit dem Sensorsystem erzielten Messwerte. Aufgrund des weiterhin noch hohen Datenvolumens wurde sich zudem auf die Handkräfte des mittleren und großen Zylinders beschränkt und diese nach der Handdominanz unterteilt. Die herangezogene Maximal- und Durchschnittskraft ergibt sich aus den über die drei Tage zusammengefassten Mittelwerten aller drei Einzelmessungen.

Mit Hilfe der in SPSS durchgeführten multiplen linearen Regressionsanalyse lässt sich der Einfluss mehrerer unabhängiger Variablen auf die Handkraft darstellen. Als mögliche Einflussfaktoren, die die Kraft zumindest teilweise vorhersagbar machen, wurden die Körpergröße, das Körpergewicht, das Alter, die Handlänge sowie die manuelle Be-

lastung in Beruf und Freizeit geprüft und die Regressionsgeraden für die jeweils untersuchten Kräfte ermittelt.

4.2.2.4 Größte zylinderabhängige Handkraft

Mit Hilfe einer handseitenabhängigen Mittelung über die Maximalkraft der drei Messungen eines Tages für jede Zylindergröße ließ sich prüfen, mit welcher Zylindergröße die größte Handkraft aufgebracht werden konnte. Das gleiche Verfahren fand Anwendung für die Durchschnittskraft.

Anschließend wurde ermittelt, welche Hand bei einer bestimmten Zylindergröße die größte Maximal- bzw. Durchschnittskraft eines jeden Probanden am ersten, am zweiten und am dritten Tag aufbringen konnte und hiernach deskriptiv verglichen.

4.2.2.5 Interday Vergleich

Die Analyse, ob Unterschiede zwischen den Druckwerten der einzelnen Tage eines Probanden bestehen, erfolge im Interday-Vergleich. Es wurden sowohl die Maximal- als auch die Durchschnittskraft mit jeweils beiden Messsystemen getrennt für beide Hände betrachtet. Der hierfür angewendete Friedman-Test mittels SPSS diente zum Vergleich zwischen den Mittelwerten aus den jeweils drei Einzelmessungen aller Probanden am ersten Tag mit denen vom zweiten sowie vom dritten Tag.

4.2.2.6 Intraday Vergleich

Ebenfalls war von Bedeutung, ob ein Unterschied zwischen den drei Messungen eines jeweiligen Tages besteht. Die Auswertung erfolge mit den Kraftwerten des Zylindersystems und mit denen des Dynamometers in der mittleren und großen Griffspanne. Betrachtet wurden sowohl die Maximalkraft als auch die Durchschnittskraft jeweils beider Hände. Dies basierte auf der Zusammenfassung der Mittelwerte der jeweils ersten Messung eines Messzyklus von allen Probanden. Ebenfalls wurden das arithmetische Mittel der jeweils zweiten Messung und der jeweils dritten Messung eines Zyklus von allen Probanden gebildet. Auch hierbei kam der Friedman-Test mittels SPSS zum Einsatz.

4.2.2.7 Maskenauswertung

Um die anteilige Verteilung der Kraft über die einzelnen Partien der Hand zu analysieren, die auf das Messsystem aufgebracht wurde, ist eine funktionelle Gliederung der Handfläche notwendig. Hierbei entstehen 20 Bereiche, wie sie in Abbildung 23 und Abbildung 24 zu erkennen sind. Jede dieser 20 Areale stellt eine Maske dar.

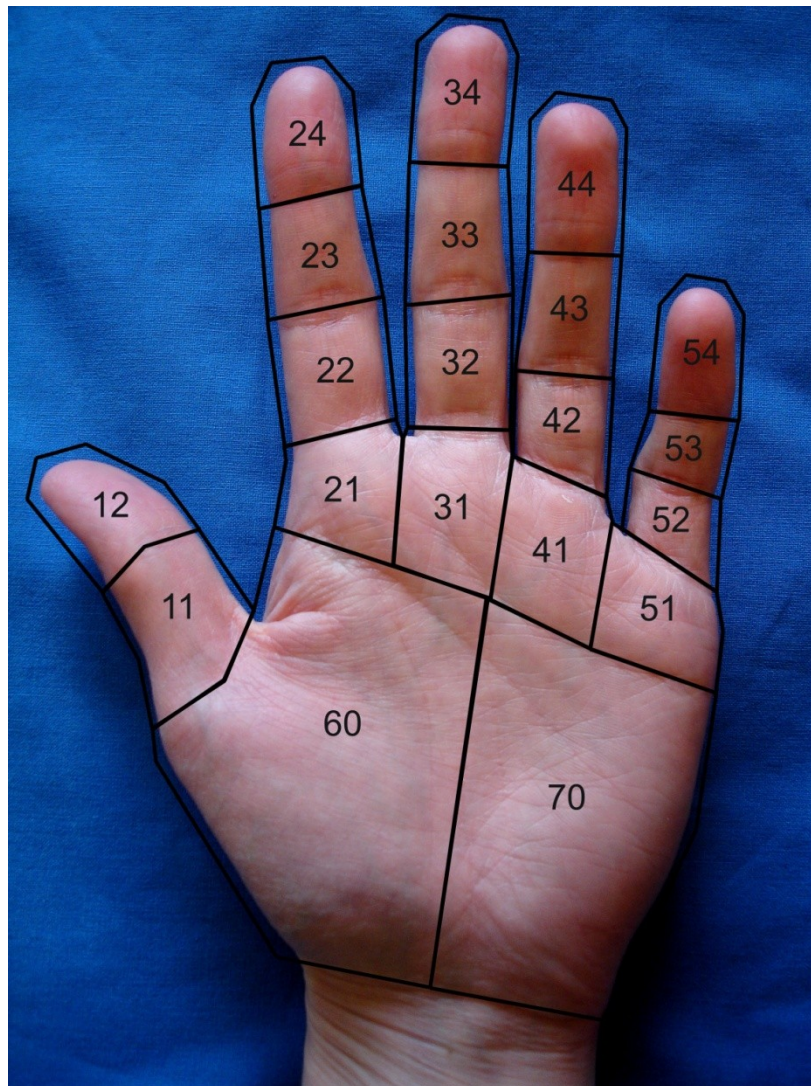


Abbildung 23: Darstellung der Maskeneinteilung

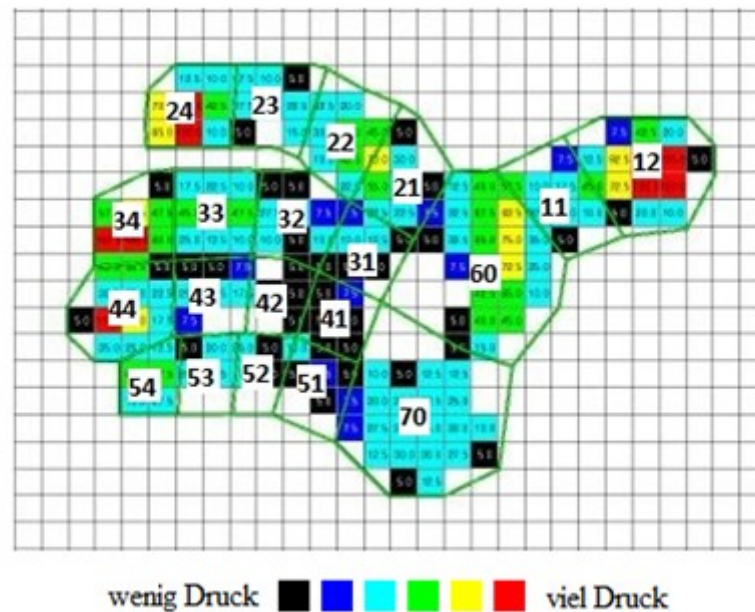


Abbildung 24: Darstellung der Maskeneinteilung auf der Sensormatte, am Beispiel eines Probanden mit dem großen Zylinder und der linken Hand

Die Masken wurden für je einen Handabdruck pro Messung manuell erstellt. Die Auswertung der Drücke, die pro Messung auf die einzelnen Masken einwirken, erfolgte über das mittlere Drei-Sekunden-Intervall. Diese entsprechen somit den Durchschnittskräften.

Für jeden Zylinder und jede Hand wurden die Messwerte für jede Maske gemittelt.

Da in diesem Kapitel nicht die Einzelwerte der Probanden von Bedeutung sind, fand am Schluss das arithmetische Mittel aller Probanden für die einzelnen Masken Verwendung.

Zur besseren Übersicht und Vergleichbarkeit mit anderen Studien wurden einzelne Areale teilweise zu anatomischen Einheiten, wie beispielsweise den Zeigefinger (bestehend aus Maske 24, 23, 22 und 21) aggregiert.

Der prozentuale Anteil einzelner Areale oder anatomischer Einheiten an der Gesamtkraft fand ebenso Beachtung, wie der prozentuale Anteil einzelner Masken an anatomischen Einheiten. So wurde beispielsweise auch die Kraft des distalen Fingergliedes (Maske 24) an der Gesamtfingerkraft des Zeigefingers eruiert, anstatt lediglich den Beitrag des distalen Zeigefingergliedes an der Gesamthandkraft darzustellen.

Die Datenverarbeitung und Erstellung von Übersichten erfolgte für dieses Kapitel mittels Microsoft Office Excel 2007. Die Auswertung wurde anhand von Tendenzen deskriptiv vorgenommen.

4.3 Zweiter Teil: Untersuchung der Druckverteilung im Patientenkollektiv

4.3.1 Datenaufnahme

Am zweiten Teil der Studie nahmen 25 Patienten teil. Bei den Probanden wurde auf ein Patientenkollektiv zurückgegriffen, die sich eine distale Radiusfraktur (Extensions- oder Flexionsfraktur) zugezogen hatten. Die anschließende Versorgung mittels volarer winkelstabiler Platte fand operativ im Universitätsklinikum Rostock statt. Acht bis zwölf Wochen postoperativ (Mittelwert $9,1 \pm 1,4$ Wochen) wurde die Handkraft sowie das Druckverteilungsmuster bei maximaler Kraftaufwendung um einen zylindrischen Griff untersucht. Es nahmen 4 Männer und 21 Frauen teil. Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 67 ± 16 Jahre. Bei 17 Teilnehmern war die nicht-dominante, bei den restlichen 8 Teilnehmern die dominante Extremität betroffen.

Vor Beginn der Messung mussten die Patienten den bereits im ersten Teil der Studie verwendeten Fragebogen ausfüllen. Entsprechend wurden Daten zum Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht und Händigkeit sowie beruflicher und freizeitlicher manueller Belastung erhoben und die Hand- und die Armlänge sowie der Armumfang 10 cm distal des Epicondylus lateralis bestimmt. Die beiden Hände wurden ebenso einzeln eingescannt.

Danach erfolgte die Einweisung der Probanden in den Messablauf, wie bereits im Kapitel 4.2.1.2 beschrieben. Jedoch wurden sie angewiesen ihre maximale Kraft nur innerhalb ihrer Schmerzgrenze aufzubringen.

Die Patienten wurden in diesem Abschnitt der Studie jedoch nicht mehr mit beiden Geräten getestet, sondern lediglich mit dem Druckverteilungsmessgerät. Dieser Fakt änderte jedoch nicht die Reihenfolge der einzelnen Messzyklen. Ungeachtet der Händigkeit und der Seite des verletzten Unterarms startete die Messung mit der linken Hand und mit dem kleinsten Messzylinder. Anschließend wurde die rechte Hand mit dem kleinen Zylinder getestet. Danach erfolgte die Prüfung mit den zwei weiteren Größenstufen.

Im Gegensatz zum ersten Teil der Studie wurde bei den Patienten lediglich eine Momentaufnahme festgehalten ohne sie an zwei weiteren Tagen wiedereinzubestellen.

4.3.2 Datenverarbeitung

4.3.2.1 Allgemein

Im zweiten Teil der Studie standen die Gegenüberstellung der Handkräfte der gesunden und der operierten Extremität von Patienten und der jeweiligen Verteilung um einen zylindrischen Griff im Vordergrund. Es wurden sechs Messzyklen mit jeweils drei Kraftaufnahmeintervallen durchgeführt. Pro Zylindergröße erfolgte jeweils mit der lin-

ken und der rechten Hand ein Zyklus, woraus sich pro Proband 18 Einzelmessungen ergaben.

4.3.2.2 Maskenauswertung

Dieser Abschnitt über die Maskenauswertung basiert auf der Maskenerstellung, welche im Kapitel 4.2.2.7 beschrieben ist.

Abweichend zu den gesunden Probanden vom ersten Teil dieser Studie wurde in dieser Population nicht nach dominanter und nicht dominanter, sondern nach gesunder und vormals verletzter Extremität unterschieden. Zur Betrachtung kamen wiederum die drei Zylinder gesondert für beide Hände. Es wurde der arithmetische Mittelwert der Messwerte aus einem Messzyklus gebildet und dieser erneut von allen Probanden gemittelt.

Wie bei der Maskenanalyse im ersten Teil der Messung ergaben sich die absoluten Werte aller erregten Sensoren anhand einer Mittelung über ein mittleres Drei-Sekunden-Intervall. Die prozentualen Anteile wurden anschließend in einem Datenverarbeitungsprogramm berechnet. Erneut erfolgte die Bestimmung einzelner oder zusammengefasster Masken an der Gesamtkraft, als auch an anatomischen Einheiten. Für die Datenverarbeitung sowie die Erstellung von Übersichten wurde erneut Microsoft Office Excel 2007 verwendet und die Unterschiede wiederum deskriptiv beschrieben.

5 Ergebnisse

5.1 Erster Teil: Probanden

5.1.1 Korrelation zwischen Biometrics und Novel

Während Probanden abhängig von der verwendeten Hand und der Größe des Messgerätes mit dem herkömmlichen Dynamometer durchschnittlich 23,3 kg bis 31,1 kg als Maximalkraft aufbringen konnten, schwankten diese Werte des Zylindermesssystems von 354,7 N bis 466,4 N. Die Kräfte, die aus dem mittleren Drei-Sekunden-Intervall als Durchschnittskraft bestimmt wurden, verhielten sich ähnlich. Mit dem Biometrics-Messgerät wurden durchschnittlich 20,7 kg bis 28,1 kg aufgebracht, im Vergleich zum Sensorsystem mit 316,8 N bis 421,3 N. In Tabelle 3 sind gemittelt über die 76 Probanden die Maximalkräfte dargestellt sowie die Durchschnittskräfte, die bezogen auf die Zylindergröße mit der entsprechenden Hand erzielt wurden.

Tabelle 3: Gemittelte Werte der Maximalkraft und der Durchschnittskraft beider Messsysteme (Biometrics-Werte in Kilogramm [kg], Novel-Werte in Newton [N]) nach Messsystemgröße und Hand

Messwert- typ	Mess- system	klein		mittel		groß	
		links	rechts	links	rechts	links	rechts
Maximal- kraft	Biometrics	28,8 ± 9,0	31,1 ± 9,3	27,2 ± 8,6	29,0 ± 9,1	23,3 ± 8,0	25,2 ± 8,3
	Novel	451,4 ± 151,1	466,4 ± 163,2	403,7 ± 129,9	422,6 ± 135,7	354,7 ± 122,5	375,1 ± 127,6
Durch- schnitts- kraft	Biometrics	26,0 ± 8,8	28,1 ± 9,3	24,2 ± 8,3	25,8 ± 9,0	20,7 ± 7,7	22,5 ± 8,1
	Novel	406,9 ± 147,4	421,3 ± 161,4	364,9 ± 127,1	382,0 ± 132,5	316,8 ± 117,6	335,3 ± 123,8

In Tabelle 4 ist der Zusammenhang zwischen den Maximalkraftwerten der beiden Messsysteme dargestellt. Je größer der Korrelationskoeffizient (r), umso größer ist der Zusammenhang.

Tabelle 4: Korrelation der Maximalkraft zwischen den Messsystemen nach Messsystemgröße und Hand

Messsystemgröße	links		rechts	
	r	korrigiertes r-Quadrat	r	korrigiertes r-Quadrat
klein	0,76	0,565	0,76	0,575
mittel	0,90	0,802	0,89	0,790
groß	0,94	0,872	0,94	0,879

Den Zusammenhang der durchschnittlichen Handkraftwerte zwischen dem herkömmlichen Dynamometer und dem Sensorsystem stellt die folgende Tabelle dar.

Tabelle 5: Korrelation der Durchschnittskraft zwischen den Messsystemen nach Messsystemgröße und Hand

Messsystemgröße	links		rechts	
	r	korrigiertes r-Quadrat	r	korrigiertes r-Quadrat
klein	0,75	0,558	0,76	0,567
mittel	0,84	0,704	0,83	0,690
groß	0,89	0,782	0,90	0,809

Es konnte folglich gezeigt werden, dass zwischen dem herkömmlichen Dynamometer der Firma Biometrics und dem zylinderförmigen Messsystem der Firma Novel eine hohe bis sehr hohe Korrelation besteht. Ein Proband, der mit dem Biometrics-Messgerät hohe Kraftwerte erzielen konnte, übte ebenso stärkeren Druck auf die Sensormatte des Zylinders aus. Umgekehrt waren bei schwachen Kraftwerten ebenso beide Systeme betroffen. Dieser Zusammenhang zwischen Dynamometer und Zylindersystem konnte bei allen untersuchten Größenstufen für die linke und die rechte Hand getrennt, sowohl für die Werte der Maximalkraft, als auch für die der durchschnittlichen Handkraft jeweils hoch signifikant ($p < 0,001$) belegt werden.

Das niedrigste korrigierte Bestimmtheitsmaß wurde bei der Durchschnittskraft des kleinen Zylinders mit der linken Hand erhalten. Es gibt an, dass 56 % der Variation der Sensormesswerte durch die Regressionsgleichung aus der Kraft, die die Probanden mit derselben Hand und in der Rasterstufe 2 mit dem herkömmlichen Dynamometer aufgebracht haben, vorhergesagt werden kann. Im Vergleich dazu, kann bei dem großen Zylinder mit der rechten Hand 88 % der Variation der Kraftwerte aus den Dynamometermesswerten erklärt werden.

Die hohen Korrelationen zwischen den beiden Messsystemen werden durch die Regressionsgraphen in Abbildung 25 und Abbildung 26 anschaulich dargestellt.

Es ist zu verzeichnen, dass bei der kleinsten untersuchten Biometrics-Einstellung und dem kleinen Zylinder die Korrelation geringer ausfällt, als bei der mittleren verwendeten Größe. Die Korrelation zwischen der größten untersuchten Dynamometerstufe und dem größten Zylinder ist am ausgeprägtesten. Dies gilt für die Maximal- und die Durchschnittskraft gleichermaßen.

Ebenfalls wurde eine Tendenz bei der Gegenüberstellung der Korrelationskoeffizienten zwischen den beiden Messgeräten mit der Maximal- und der Durchschnittskraft herausgestellt. Die Koeffizienten der Maximalwerte sind jeweils geringfügig höher als die, die aus den Durchschnittswerten ermittelt wurden. Dies ist insbesondere bei den größeren Stufen zu erkennen.

Bei dem Vergleich der Korrelationskoeffizienten zwischen der rechten und der linken Extremität wurden keine Unterschiede festgestellt.

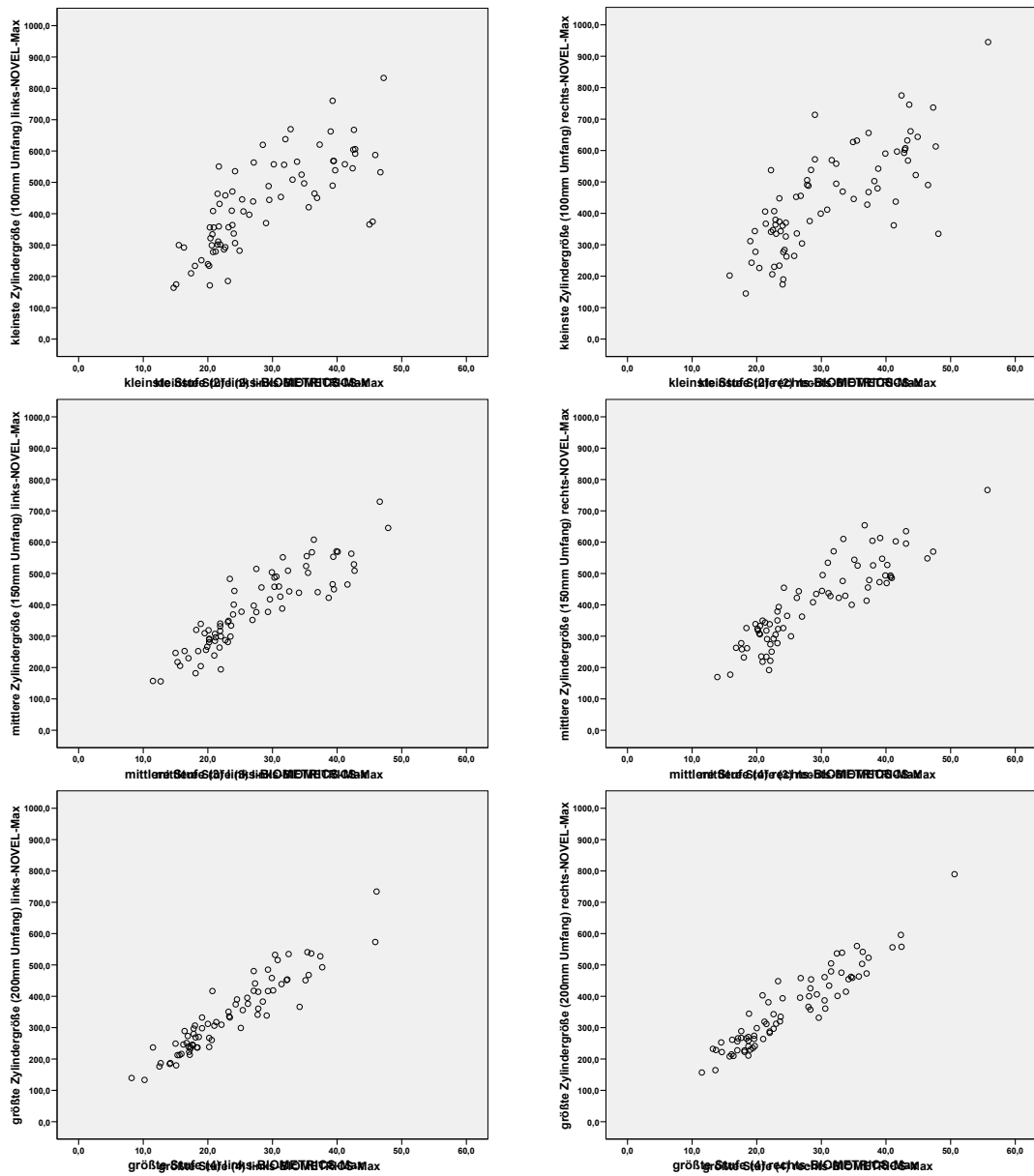


Abbildung 25: Regressionen der Maximalkraft zwischen Dynamometer und Sensorsystem, abgebildet sind in den drei Größenstufen jeweils die linke und die rechte Hand (x-Achse = Biometrics Maximalkraft [kg]; y-Achse = Novel Maximalkraft [N])

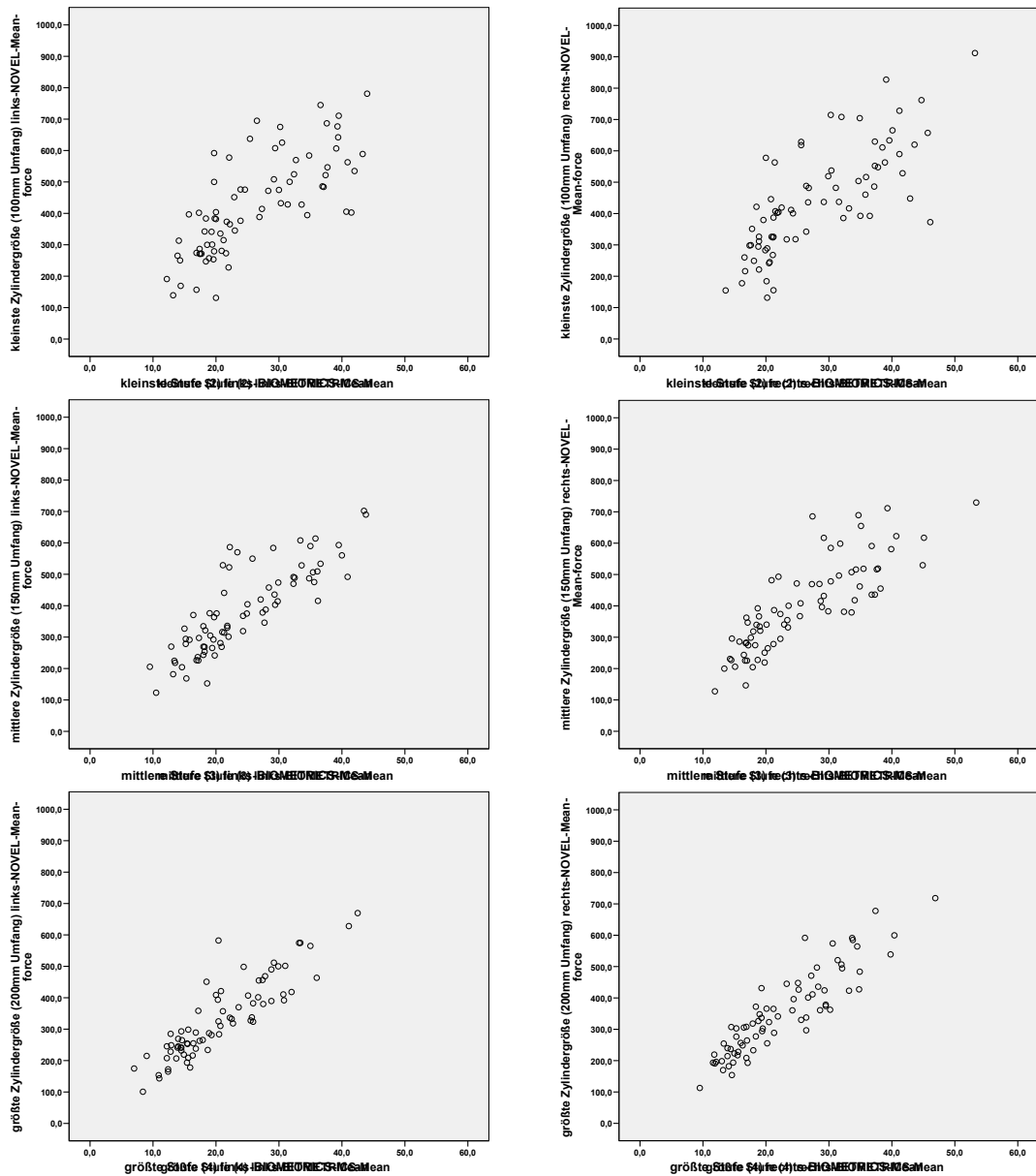


Abbildung 26: Regressionen der Durchschnittskraft zwischen Dynamometer und Sensorsystem, abgebildet sind in den drei Größenstufen jeweils die linke und die rechte Hand (x-Achse = Biometrics Durchschnittskraft [kg]; y-Achse = Novel Durchschnittskraft [N])

5.1.2 Weitere Zusammenhänge

Ebenfalls besteht eine Abhängigkeit zwischen den Messungen mit den einzelnen Zylindern. Bei ihnen fand sich ebenso eine lineare Regression, die signifikant hohe bis sehr hohe Korrelationskoeffizienten aufweist. Probanden, die mit dem kleinen Zylinder viel Druck auf die Sensormatte ausüben konnten, erzielten ebenso beim mittleren und beim großen Zylinder höhere Werte, als solche Probanden, die mit dem kleinen Zylinder schwächer waren.

Tabelle 6: Korrelationskoeffizienten zwischen den Zylindergrößen bei einem Signifikanzniveau $p < 0,001$ von Maximalkraft und Durchschnittskraft nach Hand

Zylindergrößenvergleich	Hand	Maximalkraft	Durchschnittskraft
klein vs. mittel	links	0,929	0,932
klein vs. groß	links	0,869	0,879
mittel vs. groß	links	0,955	0,961
klein vs. mittel	rechts	0,929	0,932
klein vs. groß	rechts	0,870	0,874
mittel vs. groß	rechts	0,951	0,954

Weiterhin konnte ein signifikanter sehr hoher linearer Zusammenhang bei allen Zylindergrößen zwischen der Kraft der linken Hand und der Kraft der rechten Hand verzeichnet werden.

Tabelle 7: Korrelationskoeffizienten zwischen der rechten und der linken Hand bei einem Signifikanzniveau $p < 0,001$ von Maximalkraft und Durchschnittskraft nach Zylindergröße

Zylindergröße	Maximalkraft	Durchschnittskraft
klein	0,949	0,952
mittel	0,963	0,961
groß	0,957	0,952

Zudem sind mit Korrelationskoeffizienten zwischen 0,991 und 0,993 sehr hohe Korrelationen zwischen der Maximal- und der Durchschnittskraft zu verzeichnen. Auch diese Zusammenhänge konnten hoch signifikant belegt werden.

5.1.3 Einflussfaktoren auf die Handkraft mit dem Sensorsystem

Zur Auswertung der Einflussfaktoren auf die Handkraft wurden diese nach dominanter und nicht dominanter Hand geordnet. Hierbei ist zu erkennen, dass die Handkraft der dominanten Hand nachweislich ca. 7 % stärker ausfällt als die der nicht dominanten Hand.

Tabelle 8: Relativer Vergleich der dominanten zur nicht dominanten Hand für die Maximalkraft und die Durchschnittskraft nach Zylindergröße

Zylindergröße	Unterschied [%]	
	Maximalkraft	Durchschnittskraft
mittel	6,11	6,35
groß	7,80	8,50

Zur Beurteilung eines bestehenden Zusammenhanges zwischen den anthropometrischen Daten und der Handkraft bietet sich die multiple lineare Regressionsanalyse an.

Bei standardisierten Betakoeffizienten, deren Betrag größer als 0,1 ist, kann davon ausgegangen werden, dass diese einen Einfluss auf die Handkraft ausüben. Je größer der Betrag des standardisierten Betakoeffizienten ist, desto größer ist die Beeinflussung. Aus Tabelle 9 und Tabelle 10 ist zu entnehmen, dass das Geschlecht, die Handlänge sowie die Körpergröße dabei in etwa gleichwertig den größten Einfluss ausüben. Weiterhin ergab sich eine negative Korrelation zwischen dem Gewicht und der Kraft. Jedoch zeigte sich nur teilweise eine Abhängigkeit der Handkraft von der körperlichen Betätigung im Beruf und in der Freizeit. Kein linearer Zusammenhang war in dieser Studie zwischen dem Lebensalter und der Kraft zu finden.

Tabelle 9: Einflussfaktoren auf die Handkraft der dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp, ** Signifikanz $p < 0,05$; * Signifikanz $p < 0,1$

Messwerttyp, Zylindergröße	Geschlecht	Handlänge	Körpergröße	Körpergewicht	Berufliche Belastung	Belastung Freizeit	Alter
Max., mittel	-0,309**	0,357**	0,293**	-0,159	0,081	0,165**	-0,099
Max, groß	-0,316**	0,436**	0,241*	-0,182*	0,131*	0,130*	-0,065
Durchs., mittel	-0,321**	0,348**	0,327**	-0,242**	0,096	0,151**	-0,066
Durchs., groß	-0,320**	0,446**	0,246*	-0,259**	0,141*	0,129*	-0,042

Tabelle 10: Einflussfaktoren auf die Handkraft der nicht dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp, ** Signifikanz $p < 0,05$; * Signifikanz $p < 0,1$

Messwerttyp, Zylindergröße	Geschlecht	Handlänge	Körpergröße	Körpergewicht	Berufliche Belastung	Belastung Freizeit	Alter
Max., mittel	-0,413**	0,255**	0,330**	-0,210**	0,096	0,062	-0,095
Max, groß	-0,448**	0,277**	0,269*	-0,164	0,168**	0,039	-0,057
Durchs., mittel	-0,420**	0,266**	0,337**	-0,267**	0,115	0,056	-0,053
Durchs., groß	-0,440**	0,290**	0,295*	-0,233**	0,179**	0,033	-0,021

Zur Beschreibung der genauen Einflussnahme der einzelnen Faktoren in der jeweiligen Skalierung bietet sich der nicht standardisierte Betakoeffizient an.

Der Einfluss des Geschlechtes auf die Handkraft wurde in jedem geprüften Fall signifikant belegt. Männer konnten mit ihrer dominanten Hand durchschnittlich 79,5 N (Durchschnittskraft, großer Zylinder) bis 85,7 N (Durchschnittskraft, mittlerer Zylinder) mehr an Kraft aufbringen, als Frauen. Ihre nicht dominante Hand war durchschnittlich um 103,0 N (Durchschnittskraft, großer Zylinder) bis 109,2 N (Maximalkraft, großer Zylinder) stärker als die nicht dominante Hand von Frauen.

Ebenso wurde eine Abhängigkeit der Handkraft von der Handlänge für alle untersuchten Fälle signifikant abgebildet. Eine Zunahme von einem Zentimeter Handlänge führte zu einer vermehrten Kraft um 29,1 N (Maximalkraft, mittlerer Zylinder) bis 30,1 N (Durchschnittskraft, großer Zylinder) bei der nicht dominanten Hand. Noch ausgeprägter war der Unterschied bei der dominanten Hand mit einer Zunahme um 42,7 N (Maximalkraft, mittlerer Zylinder) bis 48,9 N (Maximalkraft, großer Zylinder).

Pro Zentimeter längerer Körpergröße konnte durchschnittlich 3,3 N (Durchschnittskraft, großer Zylinder, dominante Hand) bis 4,6 N (Durchschnittskraft, mittlerer Zylinder, dominante Hand) mehr Druck auf das Zylindermesssystem aufgebracht werden. Unterschiede zwischen der dominanten und der nicht dominanten Hand wurden nicht auffällig.

Im Allgemeinen ergab sich ebenfalls, dass je schwerer ein Proband war, weniger Handkraft zur Verfügung stand. Mit einem Kilogramm mehr Körpergewicht, konnte 1,4 N (Maximalkraft, großer Zylinder, nicht dominante Hand) bis 2,3 N (Durchschnittskraft, mittlerer Zylinder, nicht dominante Hand) weniger Kraft aufgebracht werden. Wie bei der Körpergröße war kein Unterschied zwischen der dominanten und der nicht-dominanten Hand zu verzeichnen.

Der Einfluss, den die tägliche Belastung auf die Handkraft ausübt, stellte sich nur teilweise signifikant dar. In Tabelle 11 und Tabelle 12 sind die nicht-standardisierten Beta-Koeffizienten dargestellt. Diese verdeutlichen den Newtonwert, um den sich die Handkraft mit jeder Stufe der manuellen Beanspruchung in der Freizeit, beziehungsweise im beruflichen Alltag erhöht. Analog gilt dies für die restlichen dargestellten Einflussgrößen.

Tabelle 11: Einflussfaktoren auf die Handkraft der dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (nicht standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp (kursiv = Betakoeffizienten, die das Signifikanzniveau von $p < 0,1$ nicht erreichen)

Messwerttyp, Zylindergröße	Geschlecht	Handlänge	Körpergröße	Körpergewicht	Berufliche Belastung	Belastung Freizeit	Alter
Max., mittel	-84,5	42,7	4,3	-1,5	11,6	33,4	-1,1
Max., groß	-80,9	48,9	3,3	-1,6	17,6	24,7	-0,7
Durchs., mittel	-85,7	40,7	4,6	-2,2	13,4	29,9	-0,7
Durchs., groß	-79,5	48,5	3,3	-2,2	18,3	23,8	-0,4

Tabelle 12: Einflussfaktoren auf die Handkraft der nicht dominanten Hand mithilfe der multiplen linearen Regressionsanalyse (nicht standardisierte Betakoeffizienten) nach Zylindergröße und Messwerttyp (kursiv = Betakoeffizienten, die das Signifikanzniveau von $p < 0,1$ nicht erreichen)

Messwerttyp, Zylindergröße	Geschlecht	Handlänge	Körpergröße	Körpergewicht	Berufliche Belastung	Belastung Freizeit	Alter
Max., mittel	-106,3	29,1	4,5	-1,9	12,9	11,9	-1,0
Max., groß	-109,2	29,9	3,5	-1,4	21,4	7,0	-0,6
Durchs., mittel	-105,6	29,6	4,5	-2,3	15,1	10,5	-0,5
Durchs., groß	-103,0	30,1	3,7	-1,9	21,9	5,7	-0,2

Es konnten die folgenden Regressionsgleichungen gefunden werden, aus denen sich die zu erwartende Kraft berechnen lässt:

$$\begin{aligned} \text{Maximalkraft (mittel, dominant)} = & -84,515 * \text{Geschlecht} - \\ & 1,100 * \text{Alter} + 4,271 * \text{Größe} - 1,491 * \text{Gewicht} + 42,663 * \\ & \text{Handlänge} + 11,589 * \text{Beruf} + 33,352 * \text{Freizeit} - 899,383 \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \text{Maximalkraft (groß, dominant)} = & -80,925 * \text{Geschlecht} - 0,678 * \\ & \text{Alter} + 3,291 * \text{Größe} - 1,600 * \text{Gewicht} + 48,878 * \text{Handlänge} + \\ & 17,592 * \text{Beruf} + 24,668 * \text{Freizeit} - 893,422 \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \text{Durchschnittskraft (mittel, dominant)} = & -85,744 * \text{Geschlecht} - \\ & 0,721 * \text{Alter} + 4,643 * \text{Größe} - 2,214 * \text{Gewicht} + 40,698 * \\ & \text{Handlänge} + 13,419 * \text{Beruf} + 29,870 * \text{Freizeit} - 923,638 \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \text{Durchschnittskraft (groß, dominant)} = & -79,462 * \text{Geschlecht} - \\ & 0,423 * \text{Alter} + 3,253 * \text{Größe} - 2,198 * \text{Gewicht} + 48,487 * \\ & \text{Handlänge} + 18,294 * \text{Beruf} + 23,799 * \text{Freizeit} - 885,458 \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \text{Maximalkraft (mittel, nicht dominant)} = & -106,274 * \text{Geschlecht} - \\ & 0,990 * \text{Alter} + 4,520 * \text{Größe} - 1,851 * \text{Gewicht} + 29,123 * \\ & \text{Handlänge} + 12,947 * \text{Beruf} + 11,884 * \text{Freizeit} - 621,864 \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} \text{Maximalkraft (groß, nicht dominant)} = & -109,152 * \text{Geschlecht} - \\ & 0,560 * \text{Alter} + 3,492 * \text{Größe} - 1,367 * \text{Gewicht} + 29,944 * \\ & \text{Handlänge} + 21,409 * \text{Beruf} + 6,959 * \text{Freizeit} - 561,235 \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \text{Durchschnittskraft (mittel, nicht dominant)} = & -105,607 * \\ & \text{Geschlecht} - 0,540 * \text{Alter} + 4,506 * \text{Größe} - 2,294 * \text{Gewicht} + \\ & 29,647 * \text{Handlänge} + 15,115 * \text{Beruf} + 10,468 * \text{Freizeit} - 653,008 \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \text{Durchschnittskraft (groß, nicht dominant)} = & -102,981 * \\ & \text{Geschlecht} - 0,196 * \text{Alter} + 3,668 * \text{Größe} - 1,863 * \text{Gewicht} + \\ & 30,072 * \text{Handlänge} + 21,934 * \text{Beruf} + 5,743 * \text{Freizeit} - 616,086 \end{aligned} \quad (9)$$

Es wurde deutlich, dass sich die Einflüsse der unabhängigen Variablen Geschlecht und Handlänge zwischen der dominanten und der nicht dominanten Hand unterscheiden. Die nicht-standardisierten Betakoeffizienten, welche diese Beeinflussung beschreiben, zeigen sich weitgehend unabhängig von der Größe des Zylinders und des Messwerttyps (Maximal- oder Durchschnittskraft). Sie unterscheiden sich lediglich bei der beruflichen und der freizeitlichen Belastung zwischen den Zylindergrößen.

5.1.4 Prüfung, mit welcher Zylindergröße die größte Kraft aufgebracht werden kann

Wie im Abschnitt 5.1.2 bereits erwähnt, bestehen signifikant hohe bis sehr hohe Korrelationen zwischen den einzelnen Zylindergrößen. In diesem Teil der Arbeit wurde nun untersucht, mit welcher Zylindergröße der einzelne Proband seine Maximalkraft aufbringen konnte (siehe Tabelle 13).

Zur besseren Übersicht wurde an dieser Stelle auf eine ausführliche deskriptive Erläuterung der Tabelle 13 verzichtet. Beispielhaft sei jedoch erwähnt, dass am ersten Tag 52 Probanden (68 %) ihre größte Kraft mit dem kleinsten Zylinder erzielten. Dabei haben 19 Probanden (25 %) diese Kraft mit der linken und 33 Probanden (43 %) sie mit der rechten Hand aufgebracht.

Tabelle 13: Relative Verteilung der Probanden im Bezug auf ihre Maximalkraft abhängig von der jeweiligen Zylindergröße und dem Untersuchungstag

Untersuchungstag	Zylindergröße	Gesamt [%]	Links [%]	Rechts [%]
1	klein	68	25	43
	mittel	26	9	17
	groß	5	1	4
2	klein	70	25	45
	mittel	24	11	13
	groß	7	3	4
3	klein	84	40	43
	mittel	12	1	11
	groß	4	3	1

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die meisten Probanden ihre größte Griffstärke mit dem kleinen Zylinder aufbringen konnten. Über 90 % der Testpersonen haben ihre Maximalwerte mit dem kleinen oder mittleren Zylinder erzielt.

Insgesamt stellte sich zudem heraus, dass 41 Probanden (53 %) an allen drei Tagen mit derselben Zylindergröße ihre größte Maximalkraft erzielten. Darunter befanden sich 37 Probanden (48 %), die diese mit dem kleinem, 2 (3 %) mit dem mittleren und 2 (3 %) mit dem größten Zylinder aufgebracht haben.

75 Probanden (99 %) erzielten ihre größte Kraft an mindestens zwei Tagen mit derselben Zylindergröße. Hierzu zählten 60 Probanden (79 %), die mit dem kleinsten Zylinder ihre größte Handkraft aufgebracht haben. Weitere 11 Probanden (14 %) hatten an mindestens 2 Tagen ihre größte Maximalkraft mit dem mittleren Zylinder erreicht. 4 Probanden (5 %) schafften dies mit dem großen Zylinder.

5.1.5 Interday-Vergleich

In diesen Abschnitt wurde untersucht, ob es signifikante Unterschiede zwischen den Messwerten an den drei Untersuchungstagen gibt.

Im Friedman-Test stellten sich oftmals signifikante Unterschiede zwischen der Handkraft der Untersuchungstage heraus. Die Nullhypothese, bei der sich die Griffstärken der Probanden zwischen den einzelnen Tagen nicht unterscheiden, musste daher oftmals verworfen werden. Sodass die Alternativhypothese, dass eine Differenz zwischen den

einzelnen Tagen zu verzeichnen ist, angenommen werden musste. Die Signifikanzniveaus sind in der folgenden Übersicht (Tabelle 14) dargestellt.

Tabelle 14: Signifikanzniveaus der Differenzen zwischen den Untersuchungstagen

Messgerät	Messwerttyp	klein		mittel		groß	
		links	rechts	links	rechts	links	rechts
Novel	Maximalkraft	0,599	0,036	<0,001	<0,001	0,386	0,098
	Durchschnittskraft	0,299	0,016	<0,001	<0,001	0,542	0,064
Biometrics	Maximalkraft	0,105	<0,001	0,015	0,004	0,086	<0,001
	Durchschnittskraft	0,069	<0,001	0,013	0,003	0,114	0,002

Aus erkennbaren Tendenzen war ableitbar, dass am ersten Untersuchungstag eine größere Handkraft aufgebracht werden konnte, als am Zweiten. An diesem wiederum waren die Probanden kräftiger als am dritten Testtag. Siehe hierzu Abbildung 50 und Abbildung 51 auf Seite 99 am Beispiel des Novel-Messgerätes. Sowohl bei dem Vergleich des arithmetischen Mittelwertes der Maximalkräfte, die von allen Probanden mit dem Novelgerät aufgebracht wurden, als auch bei dem Vergleich der Novel-Durchschnittskräfte über die einzelnen Tage, wurde deutlich, dass die Probanden am ersten Untersuchungstag mehr Kraft aufbringen konnten, als am zweiten und dritten Tag. Bei der Messreihe von Biometrics verhielt es sich ähnlich. Außer bei der kleinsten gemessenen Stufe mit der linken Hand waren auch hier die Tendenzen bei den Maximal- und Durchschnittswerten erkennbar.

5.1.6 Intraday-Vergleich

Ausgegangen wurde auch bei diesem Vergleich von der Nullhypothese, dass die Mittelwerte der drei Messungen, die einen Zyklus bilden, sich nicht unterscheiden. Die Messwerte waren bei allen Messungen jedoch hoch signifikant verschieden. Diese Hypothese muss daher für beide Messgeräte und jede untersuchte Griffspanne (mittel und groß) abgelehnt werden. Es konnte ein kontinuierlicher Kraftabfall bei den zeitlichen aufeinanderfolgenden Einzelmessungen nachgewiesen werden. Dieser Aspekt soll durch die folgenden Graphen am Beispiel des Novel-Messgerätes verdeutlicht werden.

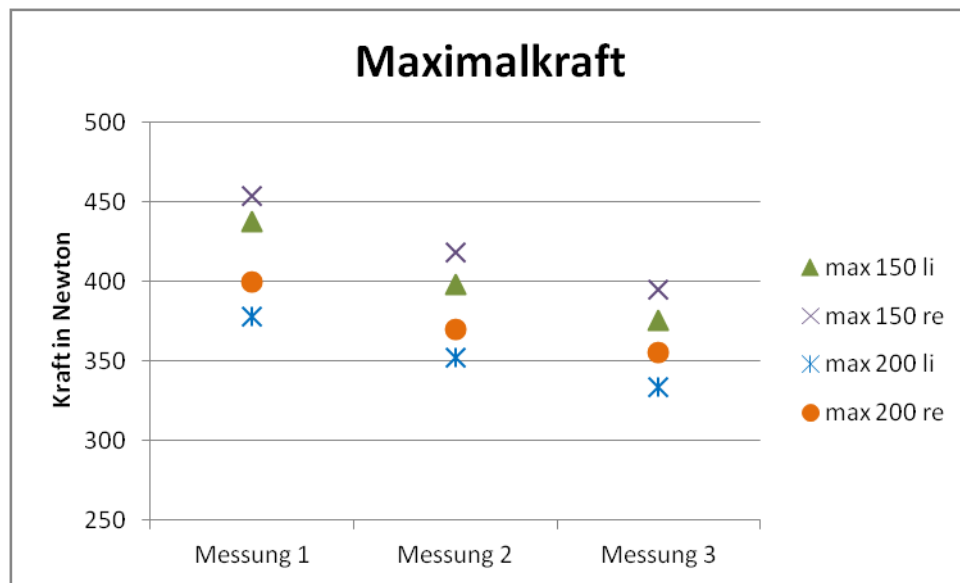


Abbildung 27: Maximalkraft im Vergleich zwischen den drei Einzelmessungen pro Tag mit Novel

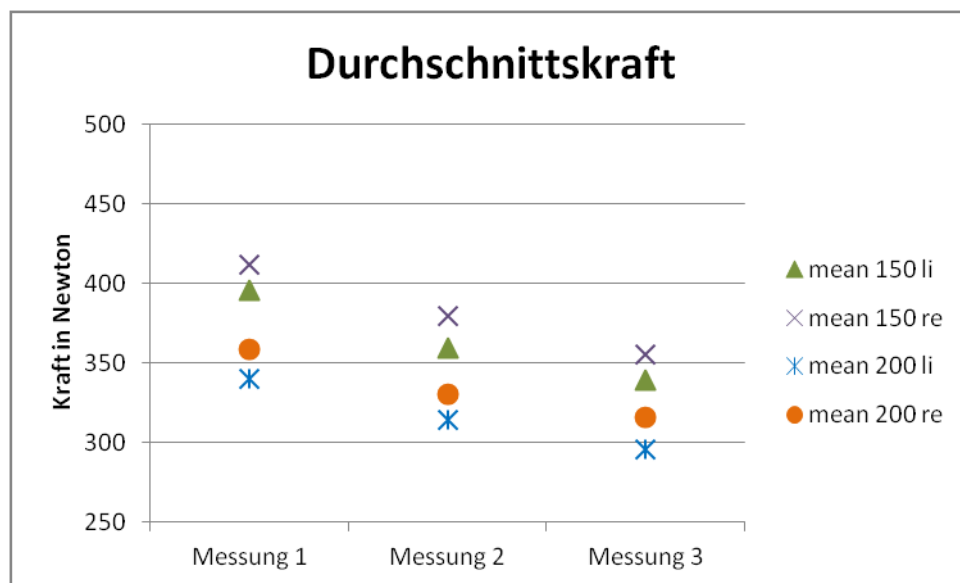


Abbildung 28: Durchschnittskraft im Vergleich zwischen den drei Einzelmessungen pro Tag mit Novel

5.1.7 Maskenauswertung

Durch die 20 einzelnen Masken (siehe Abbildung 23), die für jede Messung erstellt wurden, ist eine Vielzahl von Ergebnissen entstanden.

5.1.7.1 Vergleich zwischen dominanter und nicht dominanter Hand

Im ersten Schritt wurden die Werte jeder Maske zwischen dominanter und nicht dominanter Hand verglichen, um festzustellen, ob eine Zusammenfassung der einzelnen Da-

ten möglich ist. In der Regel waren die absoluten Kräfte bei der dominanten Hand größer als bei der nicht dominanten Hand.

Tabelle 15: Absolute und anteilige Druckverteilung aller Masken an der Gesamthandkraft am Beispiel des kleinen Zylinders nach dominanter und nicht dominanter Hand

Maske	dominante Hand		nicht dominante Hand	
	absolut [N]	relativ [%]	absolut [N]	relativ [%]
11	2,0 ± 1,9	0,6 ± 0,8	2,6 ± 2,2	0,7 ± 0,7
12	29,0 ± 11,7	7,5 ± 3,6	28,1 ± 11,4	7,4 ± 3,0
21	18,9 ± 9,0	4,5 ± 1,7	18,2 ± 7,8	4,5 ± 1,2
22	19,7 ± 10,5	4,8 ± 2,1	19,2 ± 9,3	4,8 ± 1,9
23	16,9 ± 8,9	4,2 ± 2,0	16,8 ± 9,3	4,2 ± 1,9
24	35,0 ± 11,1	8,9 ± 2,5	33,8 ± 11,8	8,7 ± 2,2
31	11,8 ± 7,8	2,6 ± 1,3	13,2 ± 8,6	3,1 ± 1,4
32	13,1 ± 8,8	2,9 ± 1,4	12,9 ± 8,6	3,0 ± 1,4
33	15,6 ± 10,3	3,5 ± 1,7	15,0 ± 8,9	3,6 ± 1,5
34	42,3 ± 17,4	10,1 ± 1,7	41,3 ± 16,4	10,1 ± 1,7
41	10,9 ± 11,0	2,4 ± 1,9	11,8 ± 11,2	2,7 ± 2,1
42	7,4 ± 6,1	1,6 ± 1,0	7,4 ± 5,9	1,6 ± 1,0
43	10,2 ± 8,7	2,1 ± 1,4	10,0 ± 7,8	2,2 ± 1,3
44	34,6 ± 14,7	8,2 ± 1,5	32,3 ± 13,8	7,9 ± 1,7
51	8,1 ± 11,1	1,8 ± 2,3	7,7 ± 8,8	1,7 ± 1,7
52	3,4 ± 3,4	0,7 ± 0,7	2,7 ± 3,0	0,6 ± 0,6
53	4,2 ± 3,6	0,9 ± 0,5	3,9 ± 3,3	0,9 ± 0,6
54	18,7 ± 7,2	4,7 ± 1,4	17,5 ± 7,3	4,4 ± 1,4
60	49,5 ± 26,7	12,0 ± 4,7	47,2 ± 23,5	11,9 ± 4,5
70	69,3 ± 43,0	15,9 ± 6,5	64,9 ± 36,7	15,8 ± 6,1

Bei Betrachtung der relativen Anteile der Masken zur Gesamtkraft bei gleicher Zylindergröße (siehe Tabelle 15 und Abbildung 29) kann festgestellt werden, dass diese sich

lediglich marginal unterscheiden. Die größte Abweichung mit 0,9 % Unterschied fand sich bei Maske 60 (Thenar) bei dem großen Zylinder. Bei der dominanten Hand trugen 21,3 % vom Thenar zur Gesamthandkraft bei, während es bei der nicht dominanten Hand 22,2 % waren. Eine Zusammenfassung der Daten beider Hände zur weiteren Auswertung ist folglich möglich und wurde angewendet.

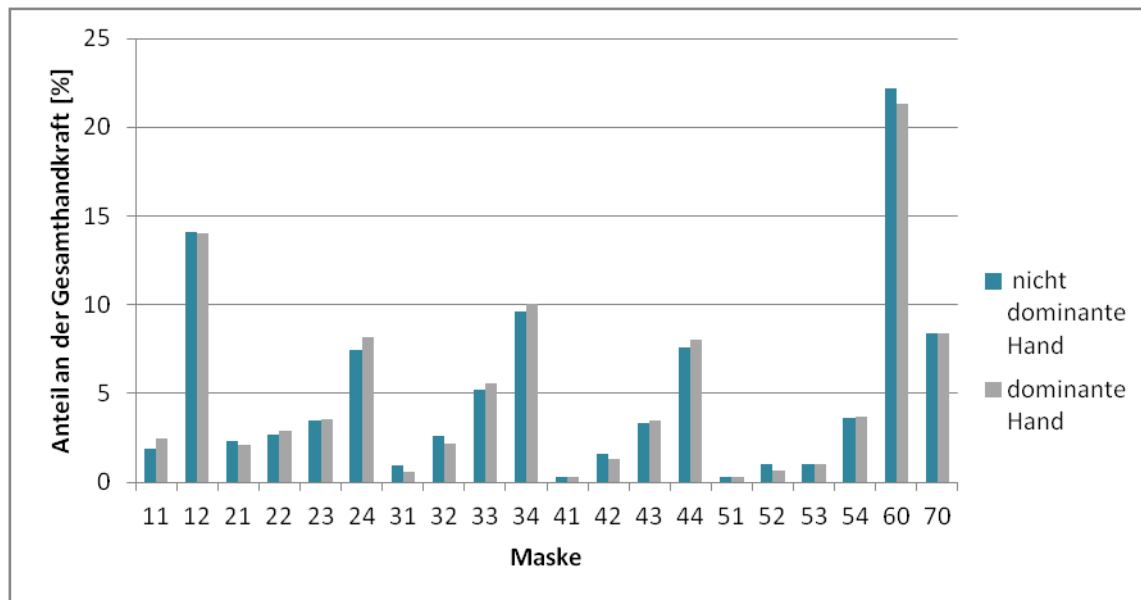


Abbildung 29: Vergleich der prozentualen Verteilung der einzelnen Maskenkräfte zwischen dominanter und nicht dominanter Hand am Beispiel des großen Zylinders

5.1.7.2 Zusammensetzung der Handkraft

Nach der Zusammenfassung der Daten der dominanten und der nicht dominanten Hand wurden die einzelnen Handregionen hinsichtlich ihres Beitrages zur Handkraft bei der gesunden Probandengruppe verglichen. Bei einem Kraftgriff um einen Zylinder wurde mehr als ein Viertel der Handkraft von den Handballen aufgebracht. Es gab jedoch Unterschiede bei den verschiedenen Zylindergrößen, inwiefern der Thenar und der Hypothenar auf diese Kraft Einfluss nahmen. Bei dem kleinen Zylinder war weiterhin festzustellen, dass der Kraftbeitrag vom Zeigefinger bis zum kleinen Finger abnahm und der Daumen mit ca. 8 % relativ wenig zur Gesamtkraft beisteuerte. Beim Griff um den großen Zylinder trug vor allem der Mittelfinger, gefolgt vom Daumen und Zeigefinger zur Kraft bei.

Die folgenden drei Abbildungen demonstrieren die gemittelte Druckverteilung der Hand beim Kraftgriff der unterschiedlichen Zylindergrößen.

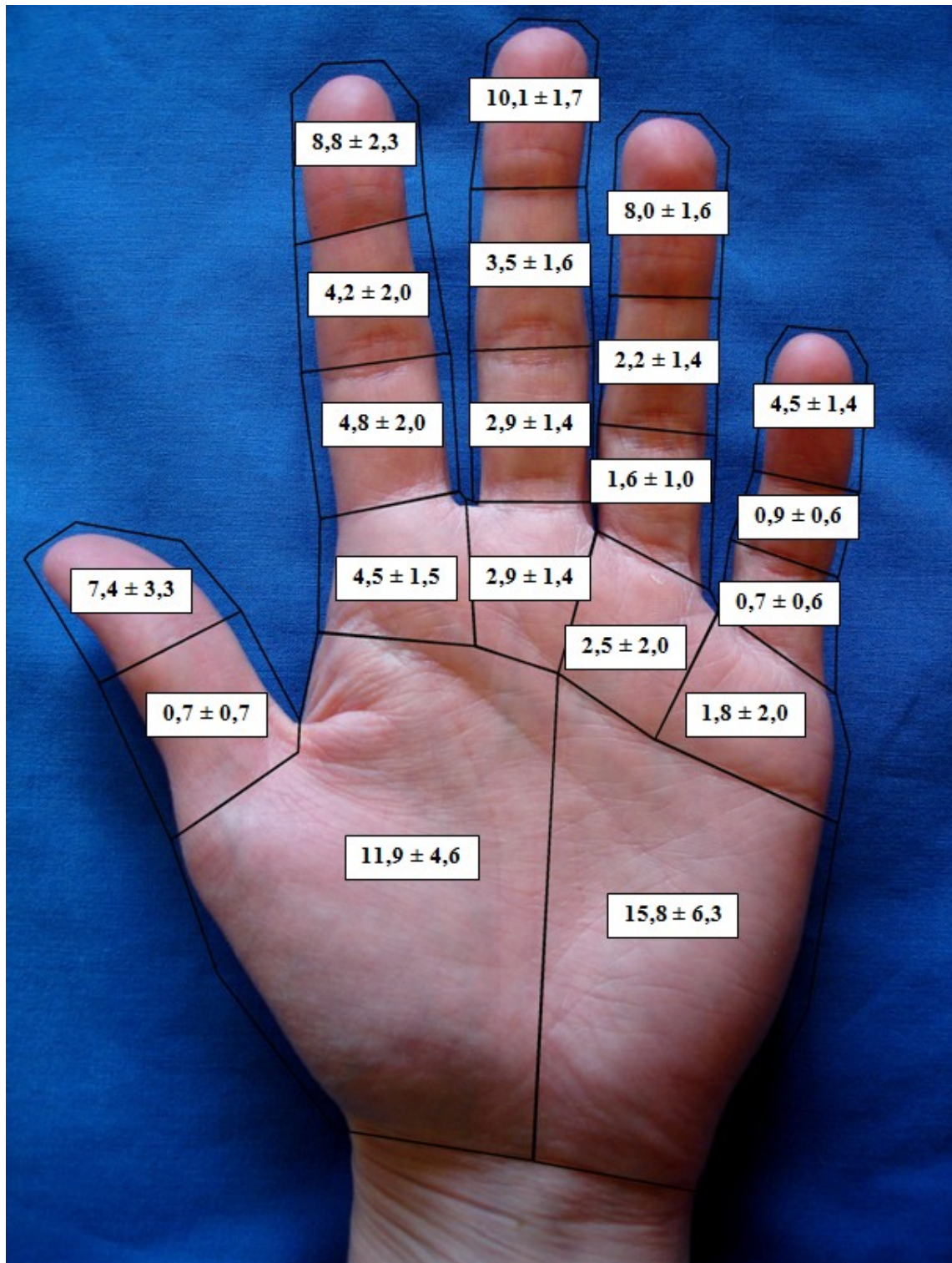


Abbildung 30: Druckverteilung beim Kraftgriff um den kleinen Zylinder, Messwerte in Prozent

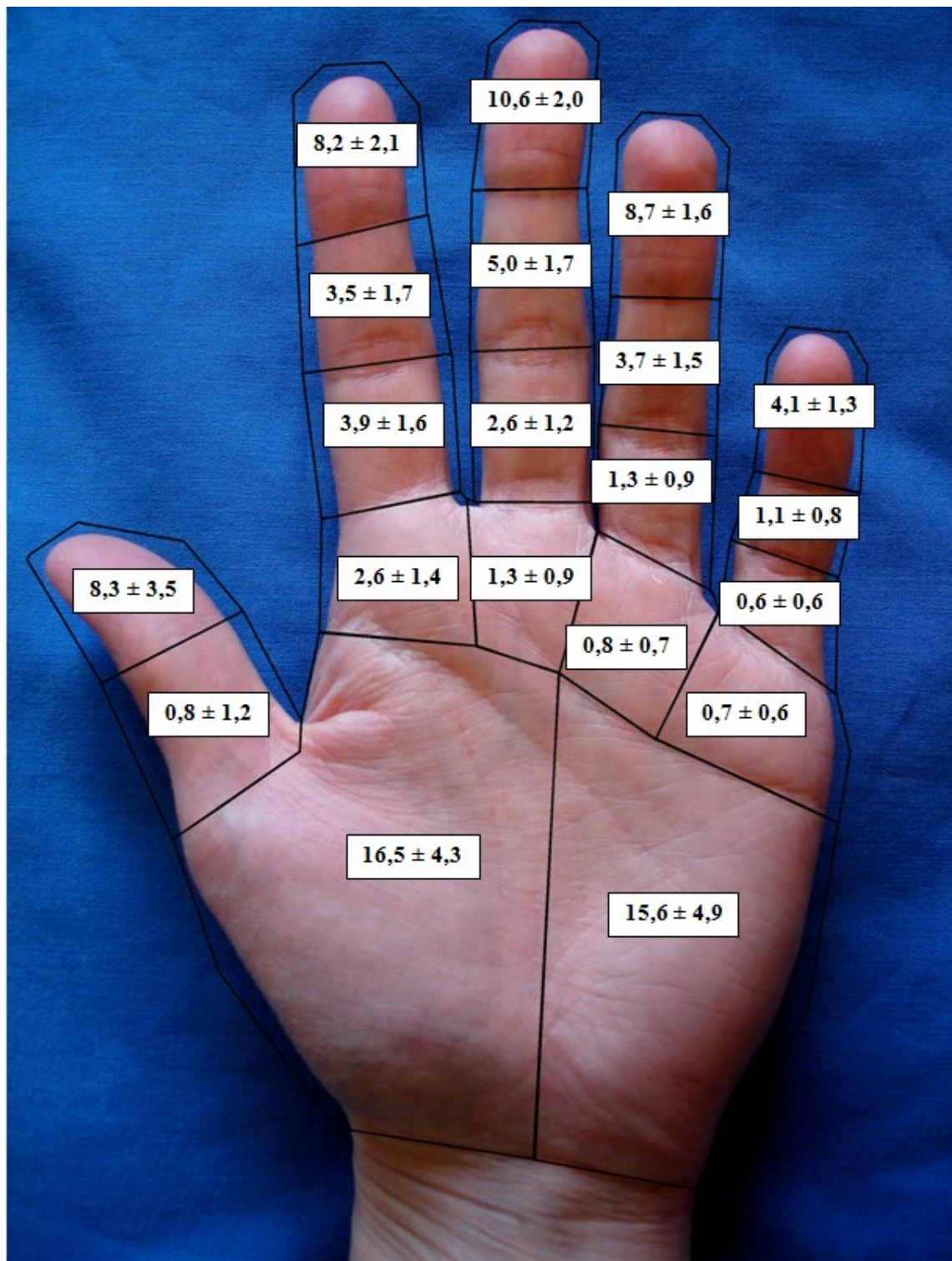


Abbildung 31: Druckverteilung beim Kraftgriff um den mittleren Zylinder, Messwerte in Prozent

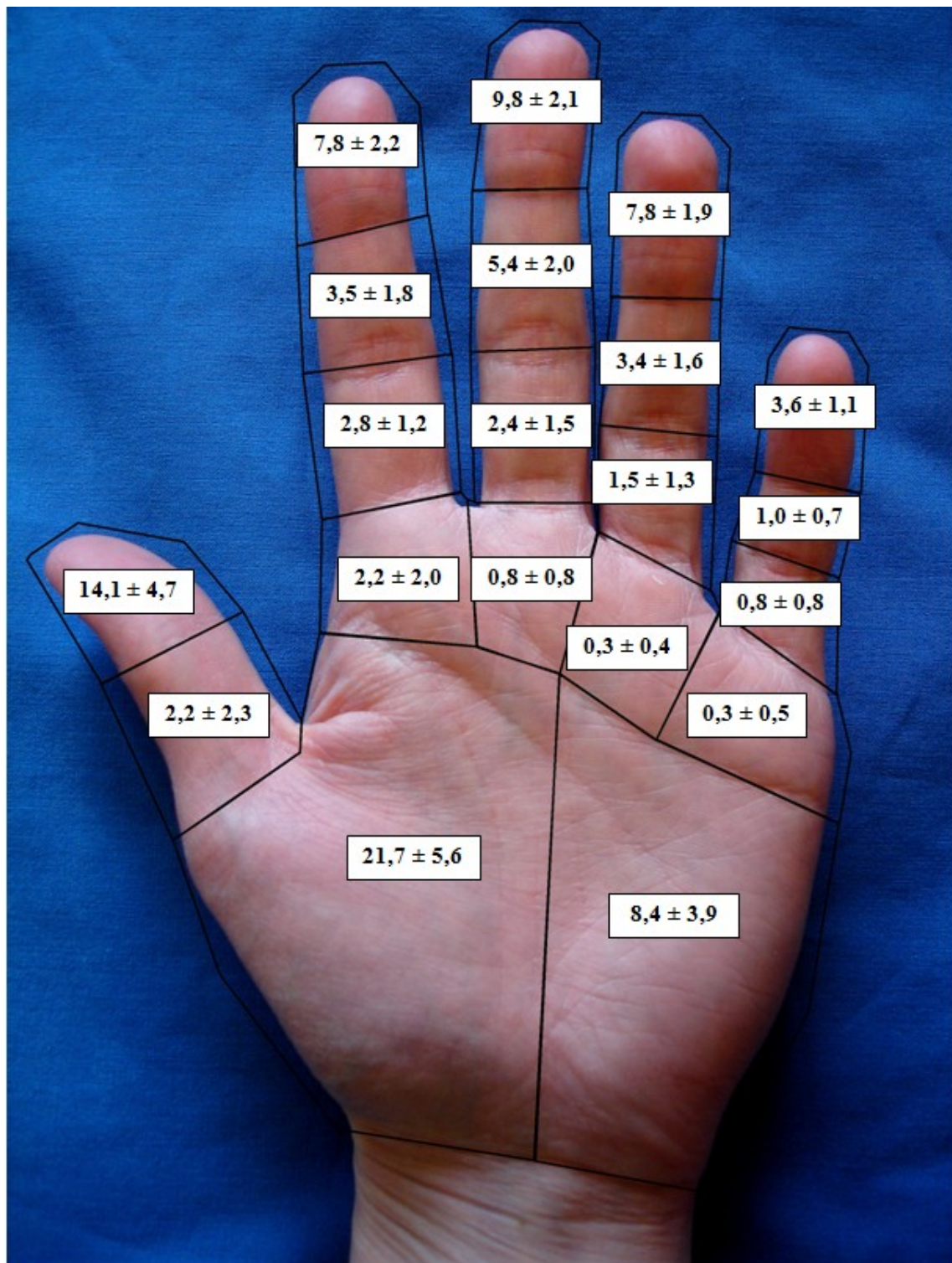


Abbildung 32: Druckverteilung beim Kraftgriff um den großen Zylinder, Messwerte in Prozent

5.1.7.3 Einfluss der einzelnen Fingerglieder in Bezug auf die Gesamtkraft des entsprechenden Langfingers

In diesem Kapitel werden die einzelnen Fingerglieder in Bezug auf die Gesamtkraft des entsprechenden Fingers dargestellt und die Beiträge der einzelnen Phalangen über die Zylindergrößen verglichen. Zur besseren Übersicht sind die prozentualen Anteile der Phalangen zur Fingergesamtkraft graphisch in Abbildung 33, Abbildung 34 und Abbildung 35 entsprechend der Zylindergrößen dargestellt.

5.1.7.3.1 Endglied

Die distale Phalanx trug bei jedem Finger mit deutlichem Abstand am meisten zur entsprechenden Fingerkraft bei. Unabhängig von der Zylindergröße nahm der Einfluss des jeweiligen Endgliedes von Zeigefinger über Mittel- und Ringfinger bis hin zum kleinen Finger zu.

5.1.7.3.2 Mittelglied

Das mittlere Fingerglied trug bei dem Mittel- und dem Ringfinger mehr zur Gesamtkraft des jeweiligen Fingers bei als dies bei dem Zeigefinger und dem kleinen Finger der Fall war. Diese Tendenz deutete sich zumindest bei den beiden größeren Zylindern an. Beim Griff um den kleinen Zylinder hatte das mittlere Fingerglied des Zeigefingers in etwa den gleichen Einfluss auf dessen Gesamtkraft, wie bei Mittel- und Ringfinger.

5.1.7.3.3 Grundglied

Wird das Grundglied eines jeden Fingers betrachtet, stellt sich auch hier ein Unterschied zwischen den Zylindern heraus. Beim Umgreifen des mittleren und großen Zylinders trug es vor allem beim Zeigefinger zur Fingergesamtkraft bei, während der Anteil des Grundgliedes der restlichen Finger relativ konstant war. Währenddessen deutete sich beim Griff um den kleinen Zylinder ein fallender Einfluss des Grundgliedes zur Fingerkraft vom Zeigefinger, über Mittel- und Ringfinger bis hin zu kleinem Finger an.

5.1.7.3.4 Fingerballen

Der Fingerballen trug vor allem beim Zeigefinger und beim kleinen Finger zur Gesamtkraft des Fingers bei. Der Einfluss, den dieser bei dem Mittel- und dem Ringfinger hatte, ist vergleichsweise gering. Diese Tendenz war bei allen drei Zylindergrößen zu erkennen.

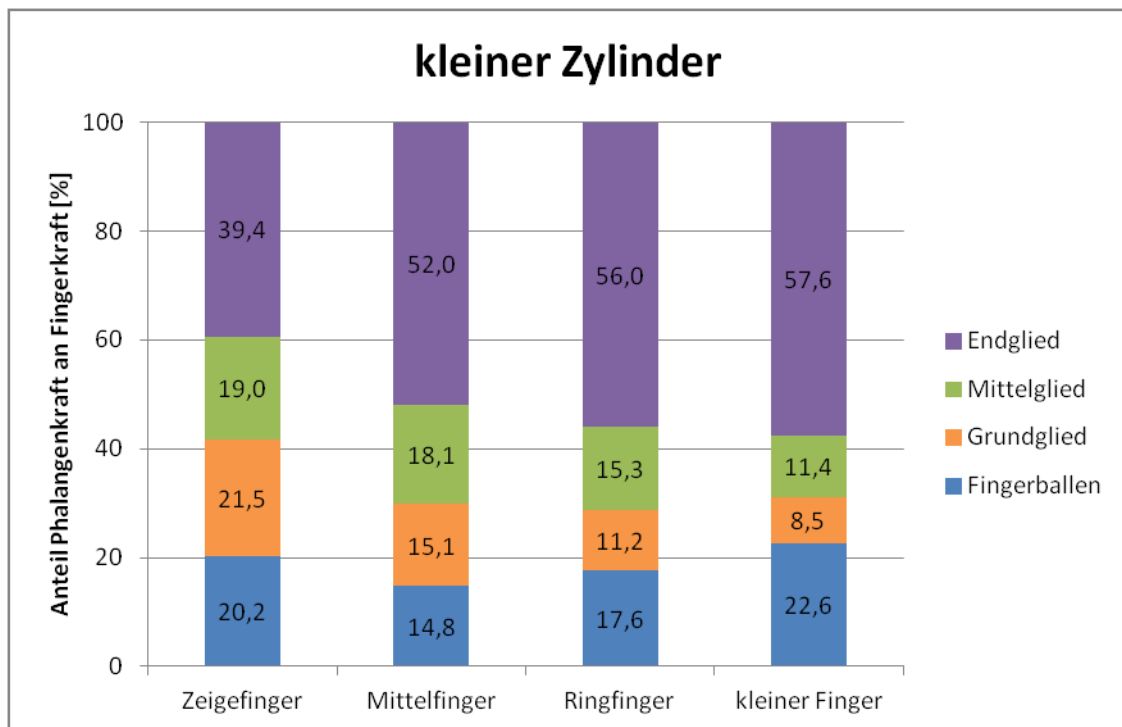


Abbildung 33: Anteil der Phalangenkraft zur jeweiligen Gesamtfingerkraft bei dem kleinen Zylinder

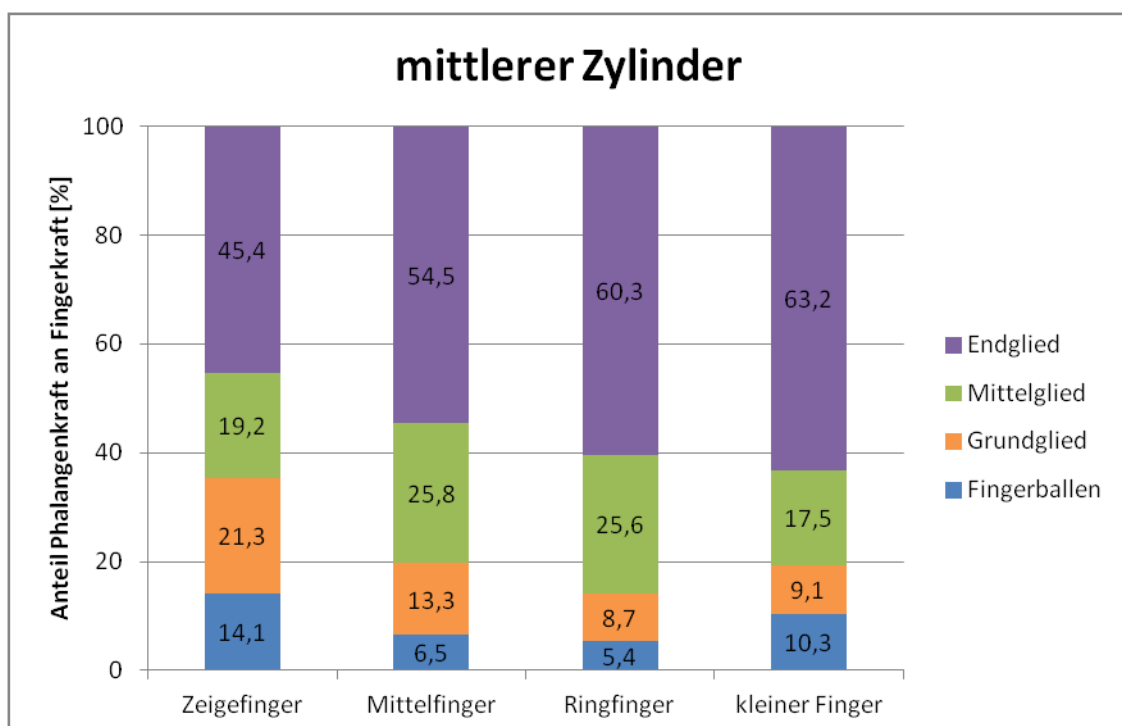


Abbildung 34: Anteil der Phalangenkraft zur jeweiligen Gesamtfingerkraft bei dem mittleren Zylinder

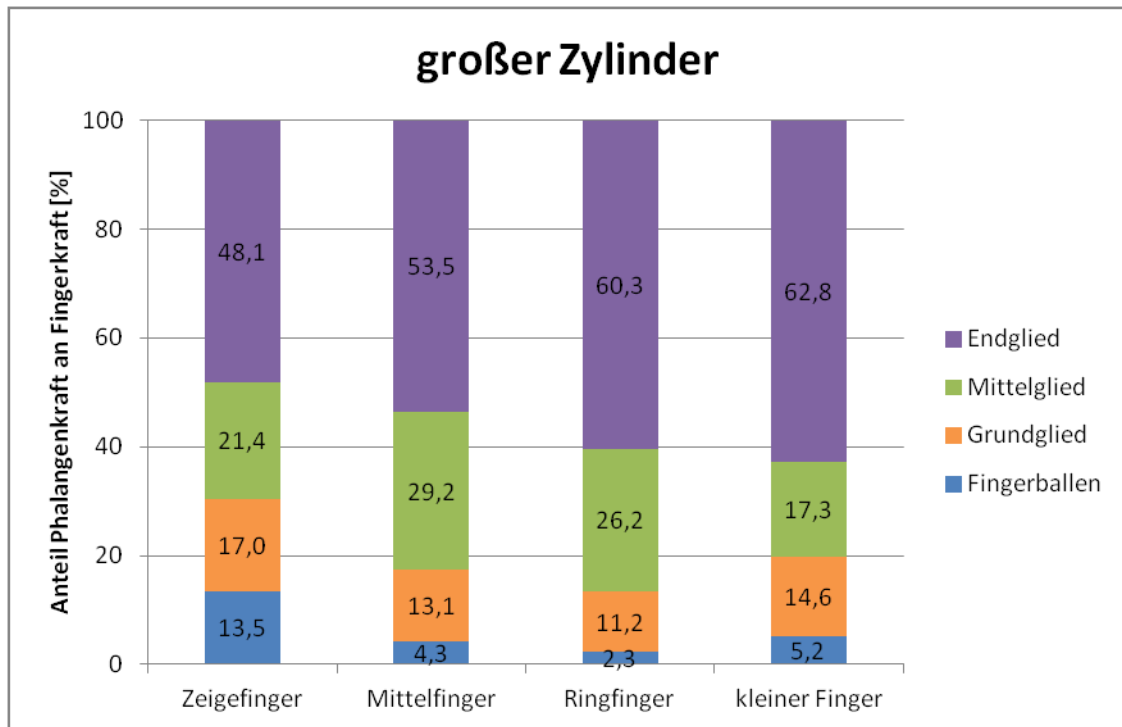


Abbildung 35 : Anteil der Phalangenkraft zur jeweiligen Gesamtfingerkraft bei dem großen Zylinder

5.1.7.4 Vergleich zwischen den Zylindergrößen

In diesem Abschnitt werden der Handballen, die einzelnen Finger und die jeweiligen Fingerglieder anhand der unterschiedlichen Zylindergrößen betrachtet, inwieweit diese zur Gesamthandkraft beziehungsweise zur jeweiligen Fingerkraft beitragen. Bei dem kleinen Zylinder war der Einfluss der Langfinger, insbesondere des Zeigefingers und des kleinen Fingers ausgeprägter, als bei dem großen Zylinder. Im Folgenden werden die Langfinger einzeln untersucht und verglichen.

5.1.7.4.1 Der Daumen

Beim Vergleich der Zylindergrößen trug der Daumen umso mehr zur Gesamthandkraft bei je größer der Zylinder war. Vom kleinen zum großen Zylinder verdoppelte sich der prozentuale Anteil der Kraft des Daumens von 8,1 % auf 16,2 %. Wie in Abbildung 36 zu erkennen ist, fiel der Anstieg vom kleinen zum mittleren Zylinder wesentlich geringer aus (Anstieg um 12,1 %), als der Anstieg vom mittleren zum großen (Anstieg um 78,7 %). Sowohl der Anteil vom Daumengrundglied, als auch vom Daumenendglied an der Gesamtkraft wurden beim Vergleich vom kleinen zum großen Zylinder nahezu verdoppelt.

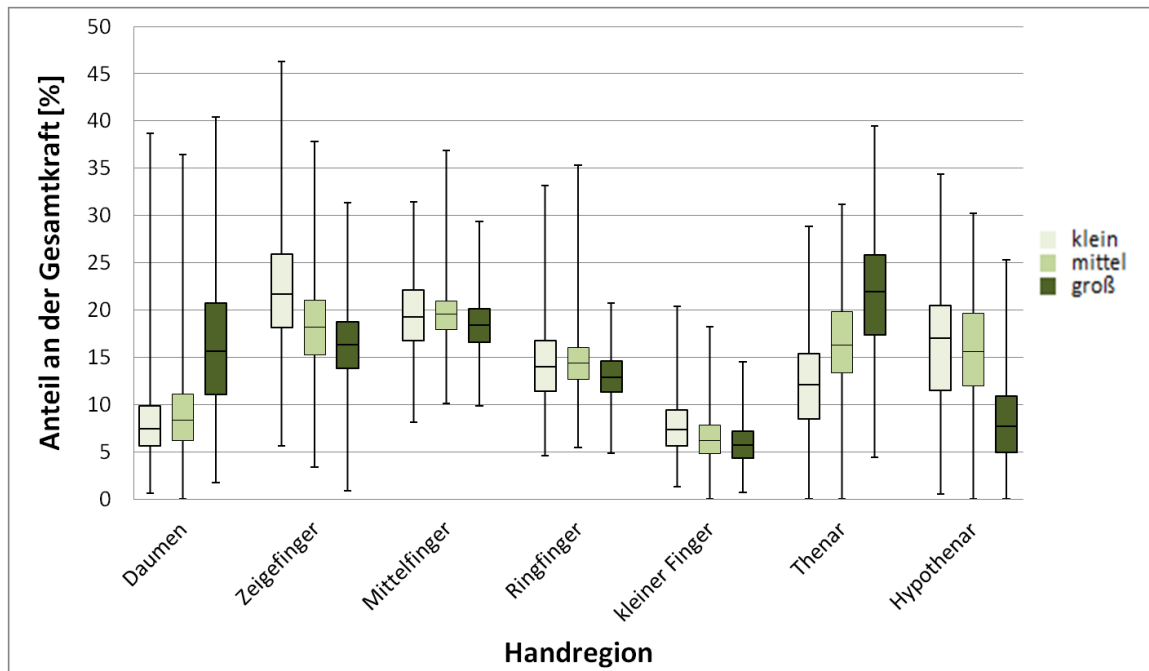


Abbildung 36: Anteil einzelner Fingerkräfte zur Gesamthandkraft im Vergleich zwischen den Zylindergrößen

Wird lediglich der Daumen betrachtet und die Daumenkraft entsprechend in Fingerend- und Fingergrundglied eingeteilt (siehe Abbildung 37), kann festgestellt werden, dass mit steigender Zylindergröße das Daumenendglied geringfügig an Einfluss verlor, während im gleichen Maß das Daumengrundglied dazugewann. Ungeachtet dieser Tendenz verteilte sich bei jedem Zylinder die Kraft größtenteils auf das Daumenendglied.

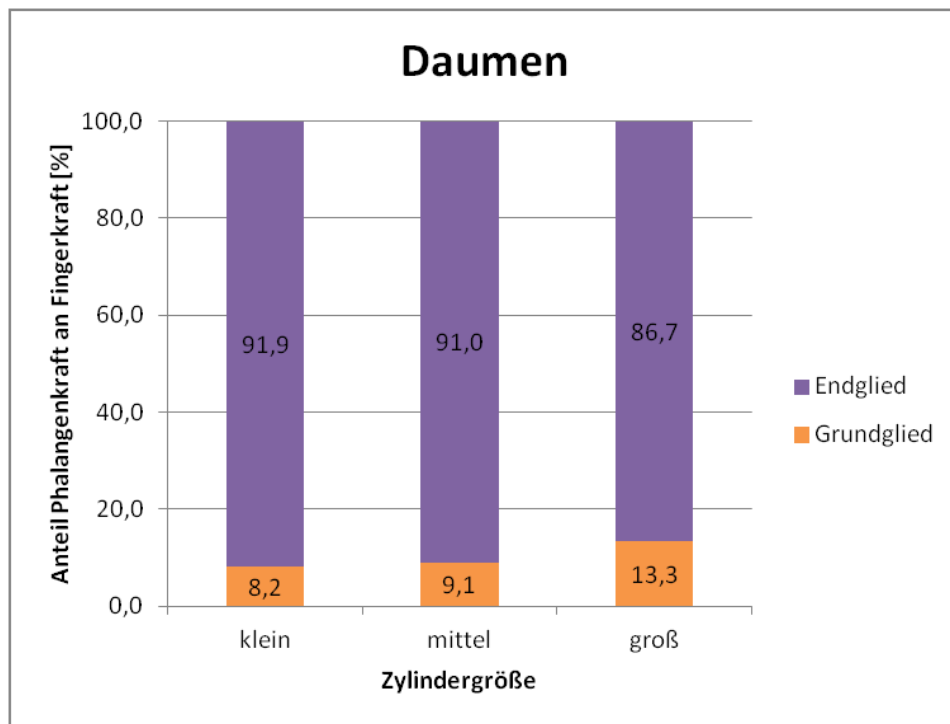


Abbildung 37 Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Daumen in Abhängigkeit der Zylindergröße

5.1.7.4.2 Der Zeigefinger

Die Rolle des Zeigefingers an der Handkraft nahm mit zunehmender Zylindergröße von 22,25 % auf 16,31 % ab. Hier wurde mehr als ein Drittel bis fast die Hälfte der Kraft über das Endglied aufgebracht. Während das End- und Mittelglied an Bedeutung im Hinblick auf die Gesamtfingerkraft mit steigendem Zylinderumfang zunahmen, war bei dem Grundglied und dem Zeigefingerballen ein Abfall zu erkennen.

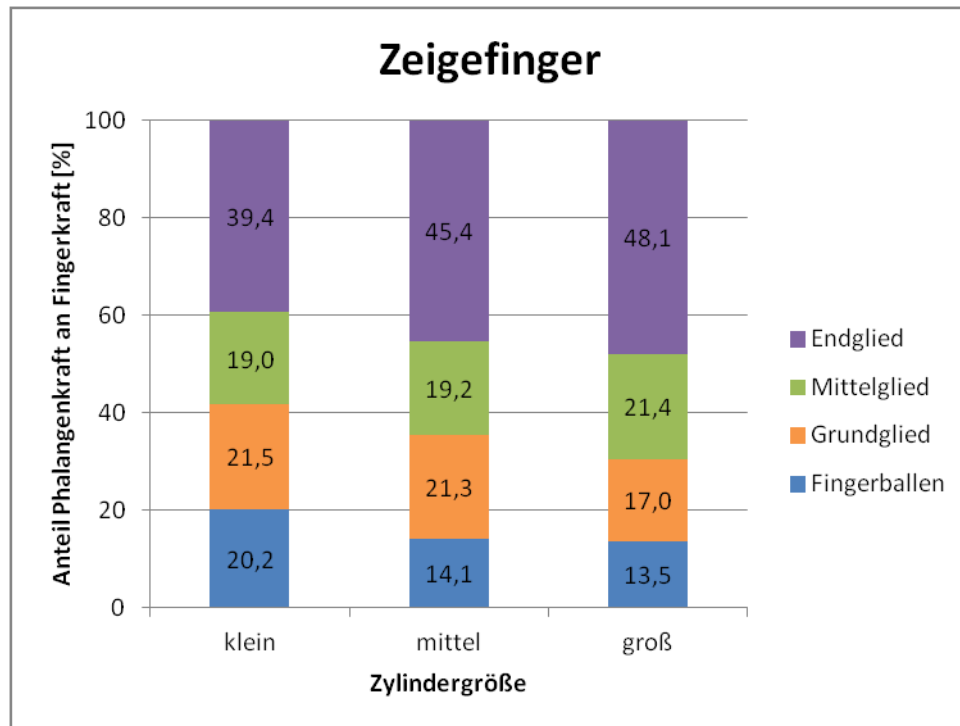


Abbildung 38: Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Zeigefinger in Abhängigkeit der Zylindergröße

5.1.7.4.3 Der Mittelfinger

Der Mittelfinger trug bei jeder Zylindergröße nahezu ein Fünftel zur Gesamtkraft der Hand bei. Wird der Mittelfinger alleine betrachtet, fällt auf, dass mehr als die Hälfte seiner Kraft über seine Endphalanx aufgebracht wurde. Dies war bei allen Zylindergrößen erkennbar. Die Phalanx intermediales schien beim Mittelfinger mit steigender Zylindergröße an Bedeutung zu gewinnen. Das Mittelfingergrundglied blieb mit seinem Anteil an der Fingergesamtkraft relativ konstant. Je größer der Zylinder wurde, desto weniger Kraft wurde jedoch über den Mittelfingerballen ausgeübt.

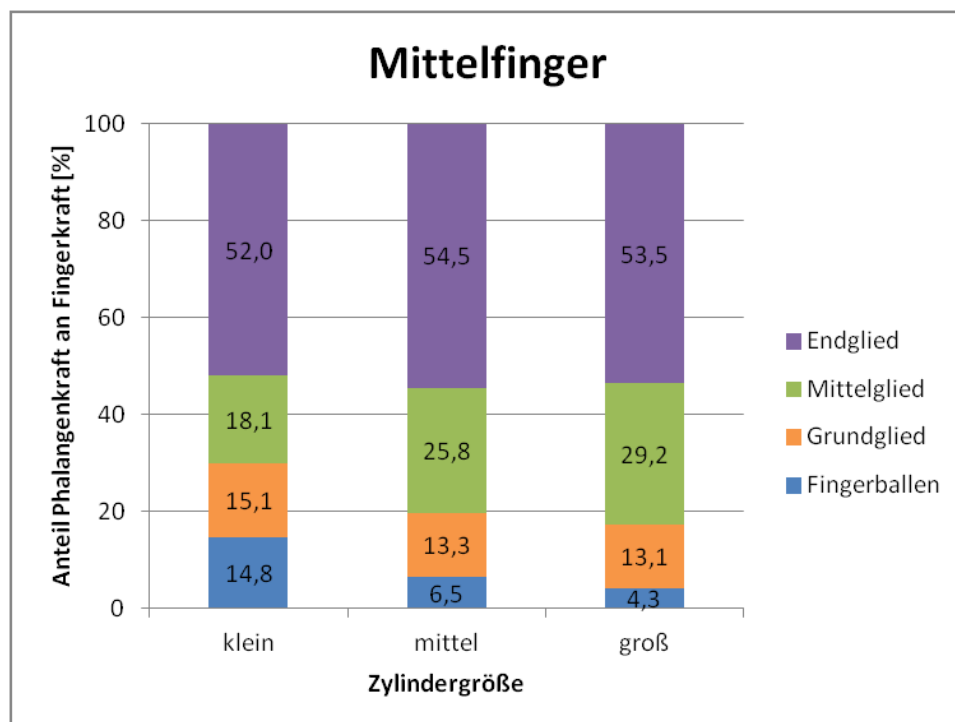


Abbildung 39: Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Mittelfinger in Abhängigkeit der Zylindergröße

5.1.7.4.4 Der Ringfinger

Die Gesamtkraft des Ringfingers verhielt sich ebenfalls unabhängig von der Zylindergröße relativ konstant, was die Ausprägung seines Einflusses auf die Gesamthandkraft betraf. Das Endglied des Ringfingers machte wiederum mehr als die Hälfte der gesamten Kraft dieses Fingers aus. Sowohl das Endglied, als auch die intermediale Phalanx verzeichneten einen Anstieg ihrer Kraft bei zunehmender Zylindergröße, die sie zur Gesamtkraft des Ringfingers beitrugen. Das Ringfingergrundglied verhielt sich bei den verschiedenen Griffen um das Zylindersystem relativ konstant. Bei dem kleinen Zylinder trug der Fingerballen noch mehr als ein Sechstel zur gesamten Kraft des Ringfingers bei. Hingegen minderte sich der Einfluss des Ballens beim Griff um die beiden großen Zylinder erheblich.

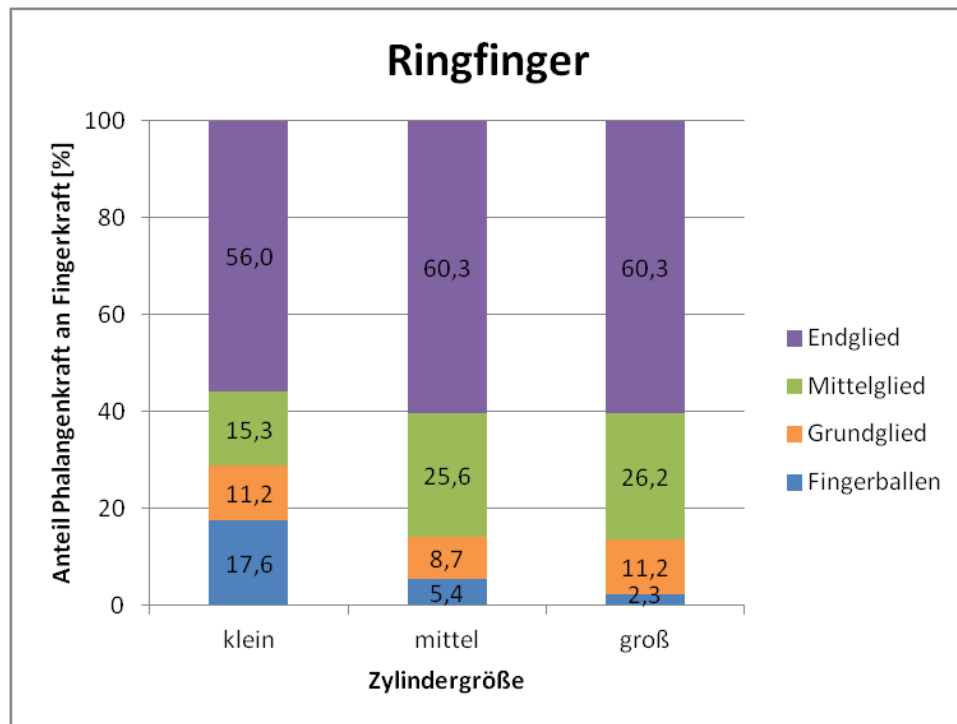


Abbildung 40 Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim Ringfinger in Abhängigkeit der Zylindergröße

5.1.7.4.5 Der kleine Finger

Die relative Kraft des kleinen Fingers auf die Handkraft nahm mit zunehmender Zylindergröße geringfügig ab. Wie schon bei den anderen drei Langfingern trugen das End- und Mittglied des kleinen Fingers beim Griff um die größeren Zylinder mehr zur Gesamtfingerkraft bei, als beim Griff um das kleine Zylindersystem. Ebenso stieg der Anteil, den das Grundglied zur Kraft des fünften Finger beisteuert. Der Fingerballen übernahm bei dem kleinen Zylindersystem mehr als ein Fünftel der Fingerkraft. Beim Griff um die beiden großen Zylinder wurde dieser Anteil halbiert bis geviertelt.

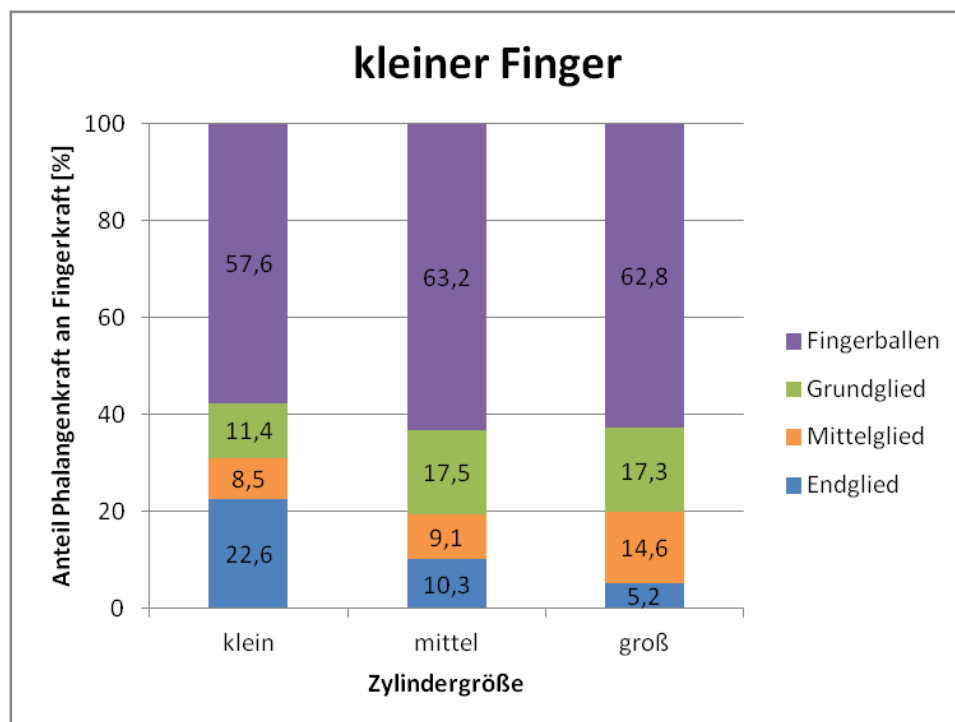


Abbildung 41: Anteil der Phalangenkraft zur Gesamtfingerkraft beim kleinen Finger in Abhängigkeit der Zylindergröße

Insgesamt konnte eine Verlagerung der druckausübenden Areale der Langfinger mit zunehmender Zylindergröße nach distal beschrieben werden. Folglich hatten bei der Handposition mit dem kleinen Zylindersystem die Metacarpalköpfchen mehr Einfluss auf die Gesamtkraft als bei dem Griff um einen größeren Zylinder.

5.1.7.4.6 Der Handballen

Der Handballen trug bei allen Zylindergrößen zirka ein Drittel zur Handkraft bei. Der Anteil, den der Thenar zur Gesamtkraft in der direkten Gegenüberstellung der zwei Zylindergrößen mit dem kleinsten und größten Umfang beitrug, wurde nahezu verdoppelt. Daher verlor der Hypothenar mit zunehmender Zylindergröße an Einfluss auf die Gesamtkraft.

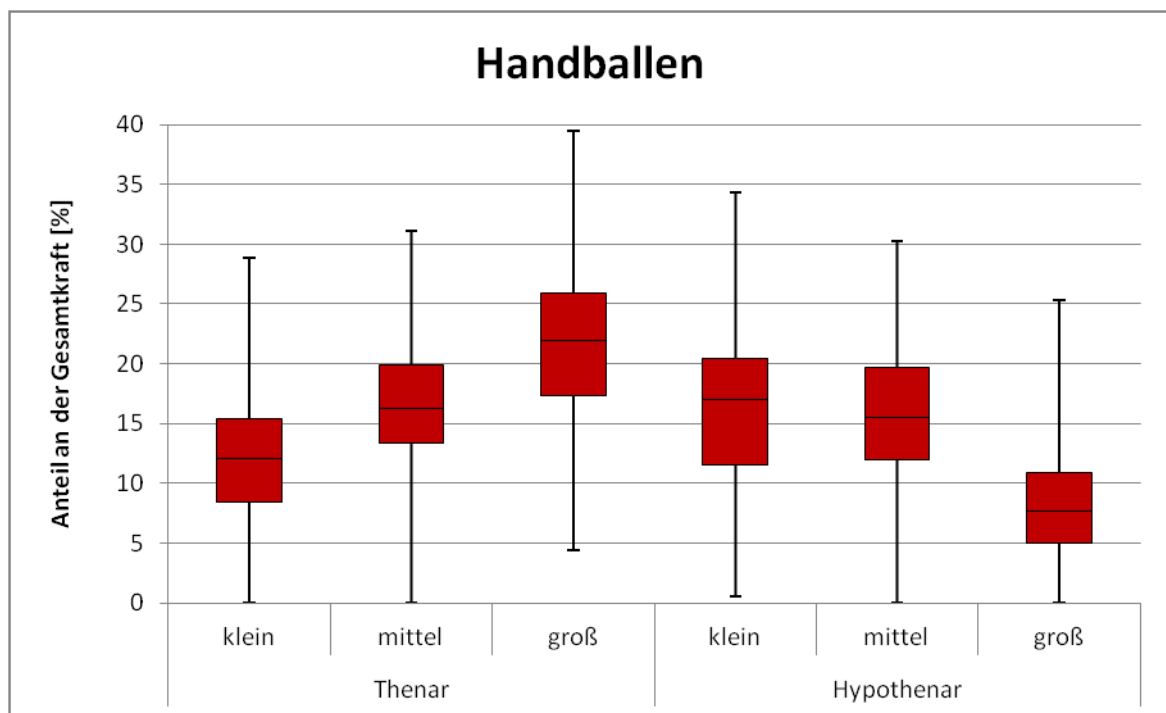


Abbildung 42: Anteil der Handballen zur Gesamthandkraft in Abhängigkeit der Zylindergröße

5.2 Zweiter Teil: Patienten

5.2.1 Vergleich der Absolutwerte der gesunden mit der operierten Extremität

Im zweiten Teil der Studie wurde ein Patientenkollektiv untersucht, um die Bedeutung der Handkraft und deren Druckverteilung für die praktische Medizin darzustellen. Es konnte gezeigt werden, dass eine Radiusfraktur, die mit einer volaren Platte versorgt worden ist, selbst 8 - 12 Wochen postoperativ noch erheblichen Einfluss auf die Handkraft hat. Unabhängig von der Größe der Zylinder war festzustellen, dass Probanden mit der gesunden Hand mindestens doppelt so viel Kraft aufgebracht haben, wie mit ihrer vor kurzem operierten Hand. In der folgenden Tabelle sind die gemittelten Maximalkraftwerte im Vergleich der einzelnen Zylindergrößen dargestellt.

Tabelle 16: Vergleich der absoluten durchschnittlichen Kraftwerte zwischen gesunder und operierter Extremität, Kraft in Newton [N]

Zylindergröße	gesunde Hand	operierte Hand
klein	235,0 ± 111,4	102,0 ± 54,5
mittel	195,9 ± 91,5	94,5 ± 53,3
groß	165,9 ± 79,8	78,1 ± 45,4

5.2.2 Maskenauswertung

5.2.2.1 Absolute Kraftwerte

Mithilfe der Sensormatten konnte graphisch die Verteilung der absoluten Kräfte auf die einzelnen Sensoren dargestellt werden. Die Abbildung 43 soll eine solche Darstellung der absoluten Kraftwerte verdeutlichen. Während gelb-grün-Töne dabei eine höhere Kraft auf den einzelnen Sensor darstellen, misst ein Sensor einen geringeren Druck, wenn in der Farbkodierung schwarz oder blau dominiert.

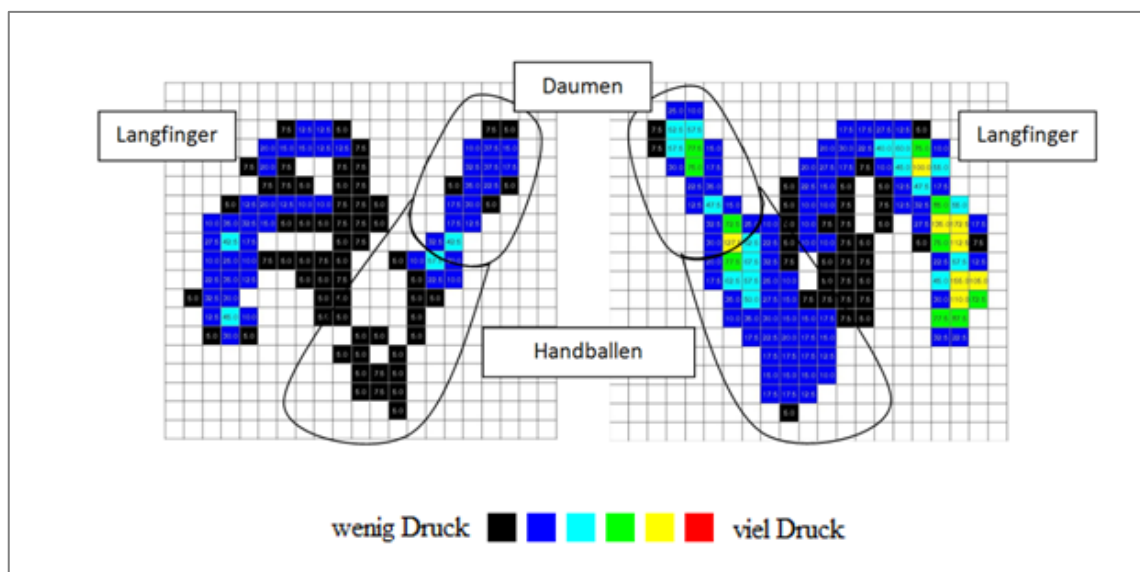


Abbildung 43: Graphische Darstellung der operierten (linken) Hand im Vergleich mit der gesunden (rechten) Hand auf der Druckverteilungsmatte am Patientenbeispiel mit der mittleren Zylindergröße

Erkennbar aus der graphischen Darstellung ist, dass die gesamte Handkraft auf der vor kurzem operierten Seite deutlich geringer erscheint. Es werden weniger Sensoren erregt. Ebenfalls ist an den farblichen Unterschieden zu erkennen, dass die Intensität der Kraft der einst kranken Extremität geringer ist als bei der Gesunden. Die gemessenen Kraftwerte bestätigen diesen Eindruck. In Tabelle 17 sind die absoluten und die relativen

Kraftwerte der einzelnen Regionen am Beispiel des großen Zylinders dargestellt. Beim Vergleich der einzelnen Masken, wie sie in Abschnitt 4.2.2.7 eingeteilt wurden, bestätigt sich dieses Ergebnis, dass die absolut gemessenen Drücke in jeder Zone abnehmen. Diese Abnahme ist jedoch nicht gleichmäßig über die einzelnen Regionen verteilt.

Tabelle 17: Absolute und anteilige Druckverteilung aller Masken an der Gesamthandkraft am Beispiel des großen Zylinders nach gesunder und operierter Hand

Maske	gesunde Hand		operierte Hand	
	absolut [N]	relativ [%]	absolut [N]	relativ [%]
11	4,43 ± 3,65	2,7	4,14 ± 3,53	5,3
12	27,80 ± 12,12	16,8	14,96 ± 6,45	19,2
21	2,93 ± 4,06	1,8	1,38 ± 2,62	1,8
22	3,68 ± 3,03	2,2	1,87 ± 2,00	2,4
23	5,45 ± 4,34	3,3	3,36 ± 3,41	4,3
24	14,20 ± 9,02	8,6	6,64 ± 3,89	8,5
31	1,65 ± 2,49	1,0	1,1 ± 1,47	1,4
32	3,32 ± 3,63	2,0	1,35 ± 1,16	1,7
33	8,30 ± 6,77	5,0	3,74 ± 3,60	4,8
34	18,49 ± 7,67	11,1	9,54 ± 5,00	12,2
41	0,76 ± 1,23	0,5	0,51 ± 0,87	0,7
42	1,59 ± 2,07	1,0	0,37 ± 0,44	0,5
43	4,67 ± 5,19	2,8	2,11 ± 3,40	2,7
44	16,20 ± 8,43	9,8	7,37 ± 5,33	9,4
51	1,10 ± 1,90	0,7	0,64 ± 0,99	0,8
52	0,32 ± 0,65	0,2	0,23 ± 0,41	0,3
53	1,24 ± 1,32	0,7	0,67 ± 1,09	0,9
54	6,82 ± 3,81	4,1	3,21 ± 2,11	4,1
60	29,84 ± 19,76	18,0	9,02 ± 6,72	11,6
70	12,99 ± 11,73	7,8	5,86 ± 8,71	7,5

5.2.2.2 Relative Kraftwerte

Aussagekräftiger als die absoluten Messwerte sind in diesem Zusammenhang jedoch die relativen Kraftwerte einzelner Handregionen im Verhältnis zur Gesamthandkraft sowie

deren Veränderungen im Unterschied zwischen einer gesunden und einer operierten Extremität.

Bei allen drei Zylindergrößen waren die folgenden Tendenzen erkennbar. Während der Daumen prozentual nach einer operativ versorgten Radiusfraktur vermehrt belastet wurde, wurden die Handballen bei der vormals kranken Extremität entlastet. Der Kraftanteil der Langfinger von der gesunden, als auch von der operierten Hand blieb im Verhältnis zur jeweiligen Gesamthandkraft in etwa konstant.

Die Kraft, die der Daumen postoperativ bei einer Radiusfraktur zusätzlich aufbrachte, reichte von 4,3 Prozentpunkten bei dem kleinen bis zu 5 Prozentpunkten bei dem großen Zylinder. Ausgegangen von der gesunden Hand steigerte der Daumen seinen Beitrag zur Gesamtkraft bei der operierten Hand um 42,0 % (kleiner Zylinder) bis 25,9 % (großer Zylinder). Je größer der Zylinder wurde, umso mehr trug das proximale Dau-menglied anteilig dazu bei. So verdoppelte diese Phalanx nahezu ihren Kraftbeitrag bei dem mittleren und großen Zylinder.

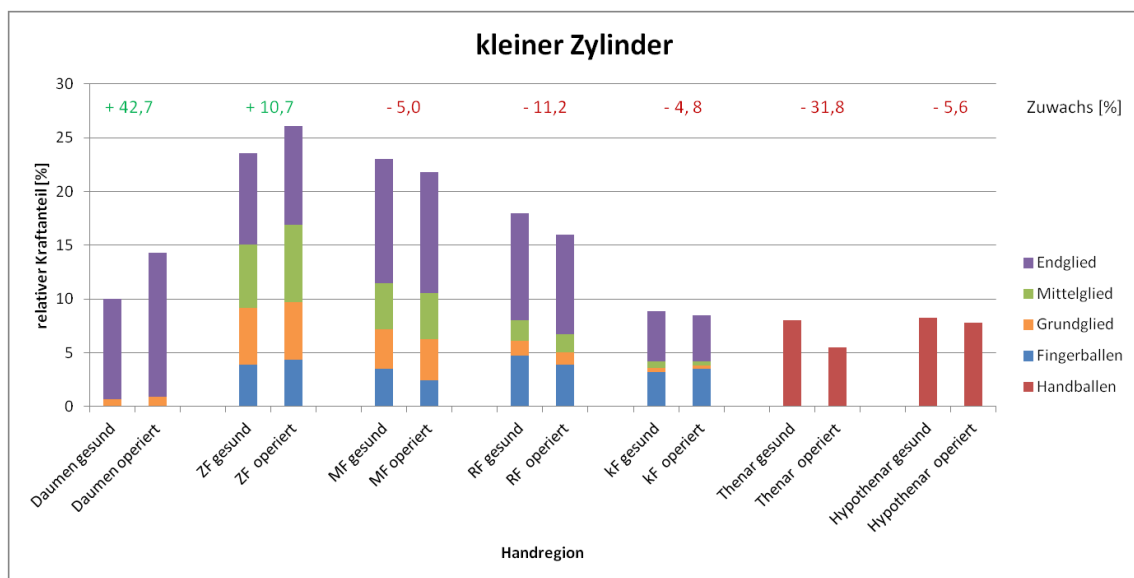


Abbildung 44: Vergleich der prozentualen Kraftverteilung zwischen gesunder und operierter Hand beim kleinem Zylinder

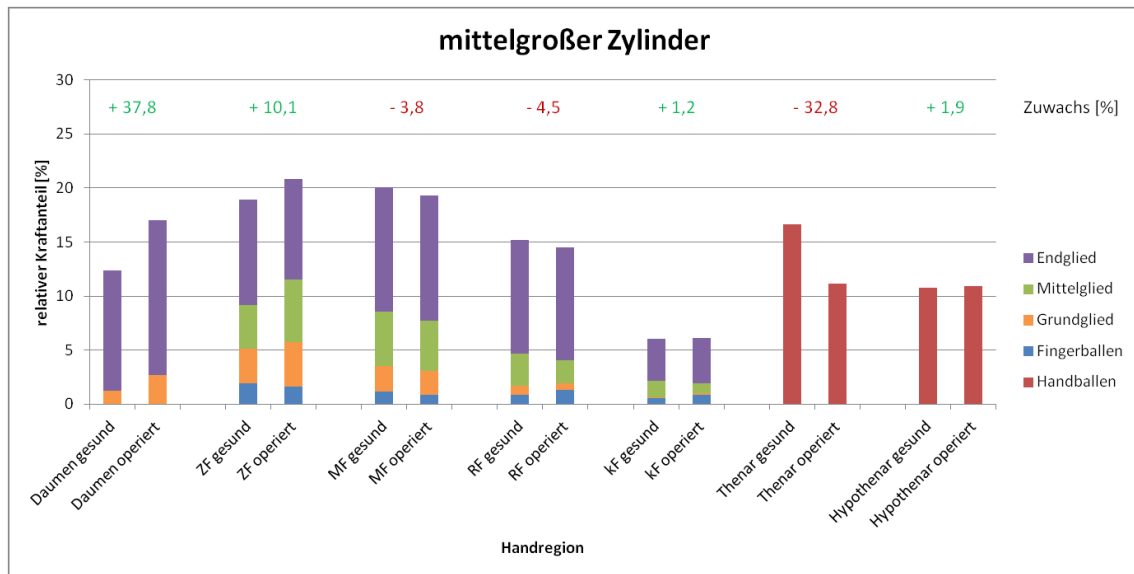


Abbildung 45: Vergleich der prozentualen Kraftverteilung zwischen gesunder und operierter Hand beim mittleren Zylinder

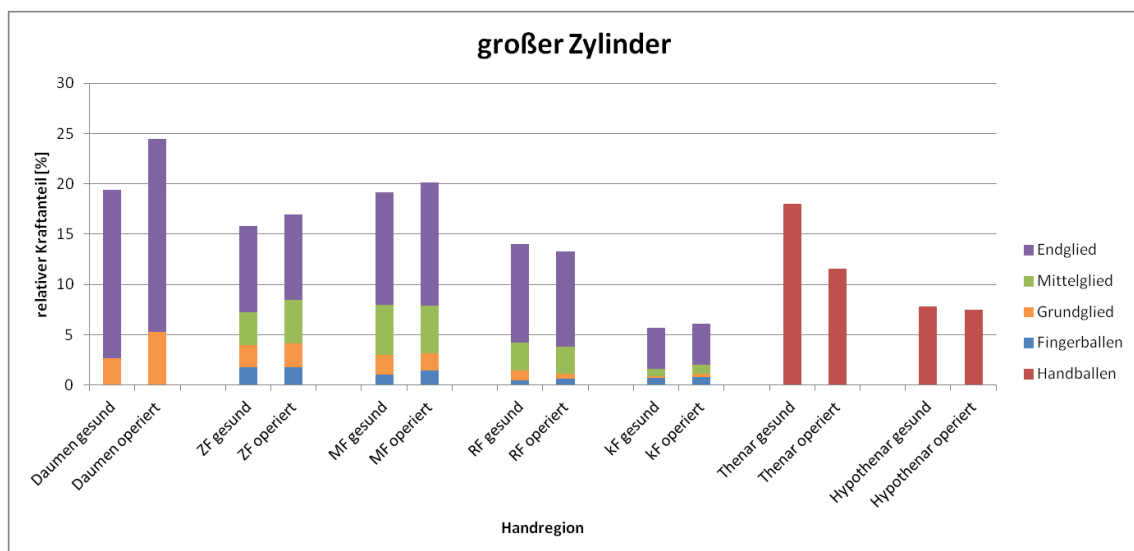


Abbildung 46: Vergleich der prozentualen Kraftverteilung zwischen gesunder und operierter Hand beim großen Zylinder

Die Druckbelastung, die mit den Handballen ausgeübt wurde, nahm im Vergleich von gesunder zu einst kranker Extremität um 37,5 % bei dem Zylinder mit dem kleinsten Umfang bzw. um 39,9 % bei dem größten Sensorzylinder ab. Werden die Handballen einzeln betrachtet, kann festgestellt werden, dass fast ausschließlich der Thenar zu diesem anteiligen Kraftverlust beitrug. Der Hypothenar hatte mit maximal 5,6 % bei dem kleinen Zylinderumfang relativ wenig Anteil an der Umverteilung.

Die Zunahme der Druckkraft der beiden Daumenglieder sowie die Abnahme des radialen und ulnaren Handballens waren bei dem größten Zylinder insgesamt stärker ausge-

prägt als bei dem mittleren oder dem kleinen Messzylinder. Der mittelgroße Zylinder nahm auch hierbei eine intermediäre Stellung ein.

Bei genauerer Unterscheidung der einzelnen Langfinger bildete sich die Tendenz heraus, dass bei der operierten Extremität ein Kraftanstieg des Zeigefingers im Verhältnis zur Gesamtkraft zu verzeichnen war. Insbesondere waren die beiden distal gelegenen Fingerglieder daran beteiligt. Der Mittelfinger verlor bei den zwei kleineren Zylindergrößen mit der einst kranken Extremität leicht an seiner anteiligen Kraft. Bei dem großen Zylinder stieg sein Beitrag um 5,2 % an. Der Ringfinger verlor ebenfalls anteilig an seiner Kraft nach einer Radiusfraktur. Der kleine Finger verlor beim kleinen Zylinder und gewinnt beim großen Zylinder an Bedeutung. Auch hier wurde deutlich, dass der mittlere Zylinderumfang eine Zwischengröße der beiden anderen Zylinder darstellt.

6 Diskussion

6.1 Wahl von Material und Methoden

6.1.1 Jamar Dynamometer von Biometrics als Vergleichsgerät

Das Jamar-Dynamometer ist das Kraftmessgerät, das sich bisher am besten auf dem Markt etabliert hat. Es konnte für kein anderes Dynamometer bewiesen werden, dass es exaktere Werte liefert oder anderweitig dem Jamar-Dynamometer überlegen ist (Kirkpatrick, 1956; Roberts, et al., 2011; Hogrel, 2015). Daher beruhen viele der bisherigen Studien auf diesem Messgerät, sodass die erforschten Standardwerte sich zumeist auf diesen Kraftmesser beziehen (Mathiowetz, et al., 1984; Mathiowetz, et al., 1985 (1); Mathiowetz, et al., 1985 (2); O'Driscoll, et al., 1992; Crosby, et al., 1994). Es ist zudem das in der Rehabilitation und in den Klinken am häufigsten benutzte Kraftmessgerät (Nitschke, et al., 1999; McDowell, et al., 2012; Hogrel, 2015). Um die Ergebnisse besser vergleichen zu können, wurde entsprechend ein Jamar-Dynamometer als Referenzgerät für diese Studie herangezogen. Durch die elektronische Aufzeichnung über die gesamte Untersuchungszeit konnten die Daten direkt elektronisch weiterverarbeitet, Rundungsfehler vermieden und Vergleiche direkt per Software realisiert werden.

Es erfolgten bereits mehrere Studien zur Evaluation neuer Messtechniken (Bellace, et al., 2000; Mathiowetz, 2002). Zuletzt verglich Hogrel das Myogrip-Dynamometer mit dem Jamar-Dynamometer (Hogrel, 2015). Und auch Irwin und Sesto benutzten zur Evaluation des Multi Axis Profile-Dynamometers ein Jamar-Dynamometer als Referenzgerät (Irwin & Sesto, 2010).

6.1.2 Methodenwahl

Chaffin et al. veröffentlichten 1975 Richtlinien, um Körperkräfte richtig messen zu können. Sie beschreiben folgende Einflussfaktoren:

- a) Gespräch mit dem Probanden während der Messung, beispielsweise in Form von Anweisungen, Motivationen oder Ablenkungen,
- b) Dauer der Messperiode,
- c) die Körperhaltung des Probanden während der Messung sowie
- d) Summe anderer erlaubter subjektiver Einflussfaktoren direkt vor oder während der Messung (Chaffin, et al., 1975).

Ein solcher weiterer Einflussfaktor könnte das Betrachten eines Videos mit der Darstellung von körperlicher Anstrengung sein (Salama, et al., 2011). Wichtig ist daher, gleiche Bedingungen für die Gesamtheit der Probanden zu schaffen.

6.1.2.1 Körperposition

In der vorliegenden Studie sollten die Probanden während der Kraftaufnahme eine standardisierte Körperposition einnehmen, wie sie durch die „American Society of Hand Therapists“ für die Handkraftmessung derzeit empfohlen wird. Es wurde darauf geachtet, dass der sitzende Proband die zu testende Extremität im Schultergelenk in der Neutral-Null-Stellung hielt sowie im Ellenbogengelenk 90° flektiert in Semipronationsstellung. Weiterhin sollte im Handgelenk zunächst die Neutral-Null-Stellung eingenommen werden. Während der Kraftaufbringung war eine spontane Extensionsbewegung geduldet. Mathiowetz et al. bestätigten die Interrater-Reliabilität bei Verwendung der standardisierten Körperposition. Eine hohe Test-Retest-Reliabilität kann durch die Mittelung dreier Einzelmessungen erreicht werden, wie sie in dieser Studie erfolgten (Mathiowetz, et al., 1984).

Mathiowetz et al. fanden weiterhin heraus, dass Patienten, die angewiesen wurden, eine Neutral-Null-Stellung einzunehmen, während der Kraftaufnahme ihre Handposition veränderten. Die Probanden neigten dazu 10° bis 30° Extension im Handgelenk einzunehmen (Mathiowetz, et al., 1984). Diese intuitive Handbewegung erfolgt durch die Radialismuskulatur, um mehr Kraft auf das Messsystem übertragen zu können. Hierdurch wird eine Vordehnung der Flexormuskulatur erreicht, um diese stärker kontrahieren zu können. O'Driscoll bestätigte, dass die Handkraft, die bei 15° Extension aufgebracht wird, um zweidrittel bis dreiviertel geringer ist, als die Kraft, die bei 35° Extension erzielt wird. Letztere sei die zumeist selbst gewählte Handposition bei Aufbringung der Maximalkraft. Diesen Effekt beobachtete er an unterschiedlichen Größeneinstellungen und bei verschiedenen Handgrößen, wobei kleinere Hände eine größere Extension aufweisen, um ihre jeweils größte Handkraft aufzubringen (O'Driscoll, et al., 1992). Lee Hyun und Yi Seung bestätigten die maximale Kraft bei 23° Dorsalflexion im Handgelenk (Lee Hyun & Yi Seung, 2003). Kraft und Detels fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen 0°, 15° und 30° Extension bei 0° Ulnardeviation (Kraft & Detels, 1972). 1980 bestätigte Pryce diese Ergebnisse, indem er bei seiner Studie mit 30 Probanden keine Veränderungen der Handkraft bei 15° Abweichung der Handgelenksposition nach ulnar oder/ und dorsal fand. Beide Studien haben jedoch einen Kraftabfall bei 15° Flexion im Handgelenk festgestellt (Kraft & Detels, 1972; Pryce, 1980). Daher wurde sich bei dem vorliegenden Studienaufbau dafür entschieden, den Extensionswinkel nicht vorzugeben, sondern eine spontane Abweichung aus der Neutral-Null-Stellung zu dulden. Eine unbewusste Abweichung um 10° bis 30° Extension ist für den Studien-

ablauf zur Messung der Handkraft als legitim zu betrachten und fördert die maximale Kraftentfaltung (Mathiowetz, et al., 1984).

In einer weiteren Studie untersuchten Mathiowetz et al. den Einfluss der Ellenbogenposition auf die Handkraft. Auch diese Arbeit unterstützt die Empfehlung zur standardisierten Körperposition während der Kraftausübung, wie sie von der „American Society of Hand Therapists“ herausgegeben wurde. Denn mit 90° gebeugtem Ellenbogengelenk können signifikant höhere Handkraftwerte erzielt werden, als bei gestrecktem Gelenk (Mathiowetz, et al., 1985 (2)).

6.1.2.2 Studienablauf

Neben der Körperposition wurde auf denselben Ablauf einer jeden Messung geachtet. Chaffin et al. empfehlen in ihrer Anleitung zur korrekten Messung von Körperkräften, die Anweisung zum Ablauf vorneweg zu geben. Weiterhin sollte die Kraftaufnahme jeweils vier bis sechs Sekunden gehalten werden. Bei mehrmaligen Messungen sind 30 s bis 120 s andauernde Pausen einzulegen, um Ermüdungserscheinungen zu vermeiden (Chaffin, et al., 1975).

Die bei dieser Studie durchgeführte Messabfolge berücksichtigt die bisherigen Erkenntnisse zum Studienaufbau nach aktuellen Forschungsstand. Vor der Messung wurden die Instruktionen erteilt. Weiterhin dienten drei Sekunden zur psychischen Vorbereitung auf die folgende Anstrengung. Erkennbar wurde dies für alle Probanden mit dem Abspielen der Bandansage. Die Einzelmessung selber dauerte jeweils fünf Sekunden. Zwischen den einzelnen Kraftaufnahmen wurden Pausen mit einer Dauer von 10 s zur kurzfristigen Erholung eingehalten. Durch die Verwendung einer Bandansage konnten diese Zeitintervalle standardisiert werden. Weitere ca. 30 s dauernde Pausen bekamen die Probanden, nachdem jeweils beide Hände drei Einzelmessungen bewältigt hatten und auf den nächstgrößeren Zylinder beziehungsweise die nächstgrößere Dynamometerstufe umgestiegen wurde. Diese Pausen wurden vom Untersucher zur Umstellung der Geräte und deren Kalibrierung genutzt und dienten dem Probanden als Erholung.

Die Verwendung einer standardisierten Bandansage hat hierbei den Vorteil, dass der Untersucher die Probanden emotional nicht durch seine Sprache beeinflussen kann. Als Untersuchungsort wurde ein neutral gestalteter Raum im Krankenhaus gewählt. Um den Blick aus dem Fenster und somit Ablenkungen zu vermeiden, waren die Jalousien geschlossen. Der Proband nahm in der Mitte des Raumes Platz, wo ihm die Einsicht auf den Monitor, auf dem die Aufnahmen erschienen, verwehrt blieb. Der Untersucher überwachte regungslos den korrekten Ablauf der Kraftausübung. Selbst nach der Messung erhielten die Probanden kein Feedback über die von ihnen aufgebrachte Kraft. Somit wurden psychische Faktoren, die sich auf die Handkraft auswirken können, weitgehend minimiert.

6.1.2.3 Weitere Einflussfaktoren

Die Tageszeit der Durchführung der Messung wurde nicht berücksichtigt, weil dies auch in der täglichen Routine in der Praxis oder in der Rehabilitation nur mit sehr viel Aufwand zu verwirklichen wäre. Zudem sind sich bisherige Studien hierzu einig, dass die tageszeitlichen Schwankungen vernachlässigbar gering sind. So fanden McGarvey et al. zwar heraus, dass die Handkraft am Nachmittag signifikant stärker ist als am Morgen. Hierzu untersuchten sie Probanden am gleichen Tag vormittags und nachmittags. Unter Berücksichtigung eines Lerneffektes im Verlauf des Tages sowie der Motivation stellt er diese im klinischen Alltag allerdings nicht als allgemein gültig dar (McGarvey, et al., 1984). Young et al. fanden ebenfalls tageszeitliche Schwankungen, jedoch stellten sie keinen signifikanten Unterschied zwischen den Kräftewerten am Morgen und am Nachmittag fest (Young, et al., 1989).

Weitere Faktoren, die von außen nicht beeinflussbar waren, sind Zeitpunkt und Art der Ernährung, Trainings- und Erschöpfungszustand nach Belastungen (Bechtol, 1954) sowie physischer und psychischer Stress (Bassey & Harries, 1993). Young et al. messen ebenfalls der Stimmung, der Motivation und dem Energieniveau des Probanden Bedeutung zu, die sich von Messung zu Messung beziehungsweise Tag zu Tag unterscheiden (Young, et al., 1989).

Insgesamt wurden bei dem vorliegenden Studiendesign viele Einflussfaktoren berücksichtigt. Es war jedoch nicht die Absicht alle Störgrößen auszuschalten, um die Variabilität gegen Null zu verschieben. Vielmehr sollten praxisrelevante Kräftewerte mit einer natürlichen Variabilität getestet und beschrieben werden.

6.1.2.4 Maximalkraft bei Patienten

Im zweiten Teil der Studie wurden die Patienten angewiesen ihre maximale Kraft nur innerhalb ihrer Schmerzgrenze aufzubringen. Für diese Bitte sprachen mehrere Gründe: Einerseits wäre es ethisch nicht vertretbar, von den operierten Patienten zu verlangen, unter Schmerzen ihr Handgelenk weiterhin zu belasten. Die Verletzungsgefahr würde steigen. Andererseits würden die Muskeln durch die Schmerzen gegenregulieren, wodurch es zu einer verringerten Kraft käme. Desweiteren werden die Patienten in der klinischen Praxis bei der Untersuchung ihrer Maximalkraft ebenfalls vorwiegend vom Schmerz limitiert (Nitschke, et al., 1999).

6.2 Erster Teil: Probanden

6.2.1 Korrelation Biometrics – Novel

Mit beiden Geräten wurde die Handkraft isometrisch gemessen, wobei es Unterschiede in der ermittelten Einheit (bei dem Zylindersystem von Novel in Newton [N] und dem Dynamometer von Biometrics in Kilogramm [kg]) gibt. Im allgemeinen Sprachgebrauch werden die beiden physikalischen Größen Kraft und Masse oft gleichgesetzt. Das ist wissenschaftlich betrachtet jedoch falsch.

Die physikalische Größe der Kraft ist definiert als das Produkt aus der Masse in Kilogramm und der Beschleunigung mit der Einheit Meter pro Quadratsekunde. Auf dieser Grundlage sind die Kräfte [N] errechenbar aus den Massen [kg] der Biometrics-Messung multipliziert mit $9,81\text{m/s}^2$ für die Erdbeschleunigung.

$$\text{Kraft} = \text{Masse} * \text{Beschleunigung} \quad (10)$$

Nun könnte angenommen werden, dass die Messwerte einander entsprechen müssten, sofern ein Zusammenhang zwischen den Kraftmessungen der beiden Systeme besteht. Die oben genannte Gleichung ist für die in dieser Arbeit untersuchten Messgeräte jedoch so nicht anwendbar. Wird der Aufbau der beiden Dynamometer betrachtet (siehe Kapitel 4.1.1), kann festgestellt werden, dass sich sowohl der Griff als auch die Kraftmessung voneinander unterscheiden.

Der Griff beim Biometrics Messgerät ist vergleichbar mit dem einer Rohrzange, bei dem zwei Metallstäbe gegeneinander bewegt werden müssen (McDowell, et al., 2012). Der Thenar- und der Hypothenarballen bringen auf den einen Stab die Kraft auf, während auf den anderen Stab einzelne Phalangen eine Einheit bilden. Bei der kleinsten hier verwendeten Rasterstufe sind das die Übergänge der proximalen zu den medialen Phalangen. Je kleiner die Hand und je größer die Rasterstufe, desto mehr verschiebt sich diese Einheit nach distal. Abbildung 47 verdeutlicht diesen Unterschied.

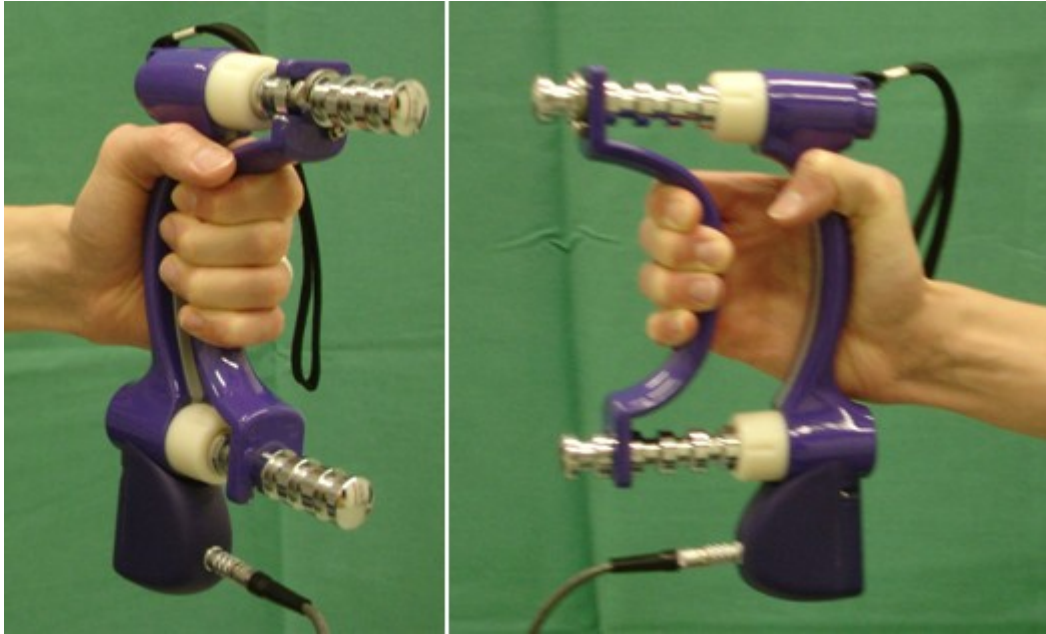


Abbildung 47: Griff um das Biometrics Dynamometer bei verschiedenen Rasterstufen

Die Kraftaufnahme erfolgt folglich unidirektional durch Komprimierung der Messsäule im Inneren des Gerätes (Edgren, et al., 2004; Rossi, et al., 2012; McDowell, et al., 2012).

Der Griff um einen Zylinder ist hingegen vergleichbar mit dem Griff um eine Flasche. Der Daumen wird abduziert und opponiert und wirkt den restlichen Fingern entgegen. Die gesamte Hand liegt dem Zylinder an. Siehe Abbildung 48. Werden nun, wie bei dem Zylindersystem elektrische Sensoren verwendet, registriert jeder einzelne Sensor die ausgeübten Kräfte. Es wird die Kraft des Daumens, die der Handinnenfläche sowie die der Finger jeweils gegen ihre Unterlage registriert. Die Kraftaufnahme kann multidirektional erfolgen. Ein Defizit in der Kraftmessung mittels Sensorsystem bildet die Vernachlässigung der Scherkräfte, die zwischen der Hand und dem Zylinder wirken. Allerdings wurde in Forschungen hierzu festgestellt, dass diese die Kraftmessung wenig beeinträchtigen. So schwanken die Kraftwerte je nach Zylindergröße durch different wirkende Scherkräfte lediglich bis zu 12 % (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993).

Durch die genannten Eigenschaften sind folglich die Kräfte, die durch das Novel-Gerät registriert werden, größer, als die durch das Dynamometer erfassten Werte. Aus diesem Grund ist eine Umrechnung der gemessenen physikalischen Größen für die Evaluierung des Messsystemes nicht von Belang, sodass hierauf verzichtet wurde. Als bewährte Methode zum Vergleich der beiden Messgeräte bietet sich vielmehr die Korrelation an. Nach dem Test auf Normalverteilung konnte die Korrelation nach Pearson angewendet werden.

Der Korrelationskoeffizient (r) bildet dabei ab, wie stark die jeweiligen Kraftwerte der zwei verschiedenen Messgeräte zusammenhängen. Je größer dieser Wert, umso größer

ist der Zusammenhang. Üblicherweise spricht man bei Stärken des Korrelationskoeffizienten zwischen 0,7 und 0,9 von einer hohen und bei über 0,9 von einer sehr hohen Korrelation (Krentz, 2008). Bei der hier vorhandenen linearen Korrelation kann aus diesen Werten das korrigierte Bestimmtheitsmaß berechnet werden. Diese Größe gibt an, inwiefern die Werte und die Varianz der abhängigen Variablen (Maximalkraft des Novel-Messgerätes) durch die unabhängigen Variablen (Maximalkraft des Biometrics-Messgerätes) vorhergesagt werden können (Rottmann, et al., o.D.).

Durch die Messungen konnte gezeigt werden, dass die Handkräfte von Testpersonen, die mit dem Dynamometer und mit dem Zylindersystem aufgezeichnet wurden, hoch bis sehr hoch miteinander korrelieren. Bei einem Signifikanzniveau $p < 0,001$ ist ein solch hoher Korrelationskoeffizient nicht zufällig so stark, sondern die erhaltenen Resultate sind für die getesteten Probanden allgemein gültig.

Anhand der sehr starken Korrelation zwischen den Kraftwerten der beiden Messsysteme kann geschlussfolgert werden, dass das Zylindersystem gleichwertige Ergebnisse hinsichtlich der Handkraft erfasst und somit als äquivalentes Messsystem für diese Messgröße zu betrachten ist.

Auffällig erscheint allerdings, dass die Korrelation zwischen dem großen Zylinder und der großen Biometrics-Rasterstufe größer ist als bei den kleineren Zylindern. Als Grund dafür kann die veränderte Handposition bei den kleineren Zylindern angesehen werden. In dieser Studie kamen Prototypen des Sensorsystems von Novel zum Einsatz, bei denen jeweils die Sensormatte um einen Zylinder geklebt war. An der Klebefalz dieser Sensormatte fanden sich folglich keine Sensoren. Die Probanden wurden bei der Einweisung gebeten, die Handposition so auszurichten, dass dieser Bereich nicht berührt wird. In Folge dessen ergab sich, je nach Handgröße, bei dem kleinen Zylinder und teilweise bei dem mittleren Zylinder eine Griffposition, bei der der Daumen im Grundgelenk adduziert wurde und sich nicht wie bei dem Griff um den großen Zylinder in Oppositionsstellung abduziert befand (siehe Abbildung 48). Bei dem großen Zylindersystem war der Umfang ausreichend, sodass eine Anpassung der Daumenposition beim Griff nicht erfolgen musste. Der Korrelationskoeffizient stellte sich höher dar. Demzufolge sollte bei der Weiterentwicklung des Sensorzylinders die Klebefalz (in der o.g. Abbildung gelb markiert) weitgehend reduziert werden, beziehungsweise nicht mehr vorhanden sein, um die Maximalkräfte der Probanden korrekt zu erfassen und diese nicht durch eine veränderte Griffposition zu verfälschen.

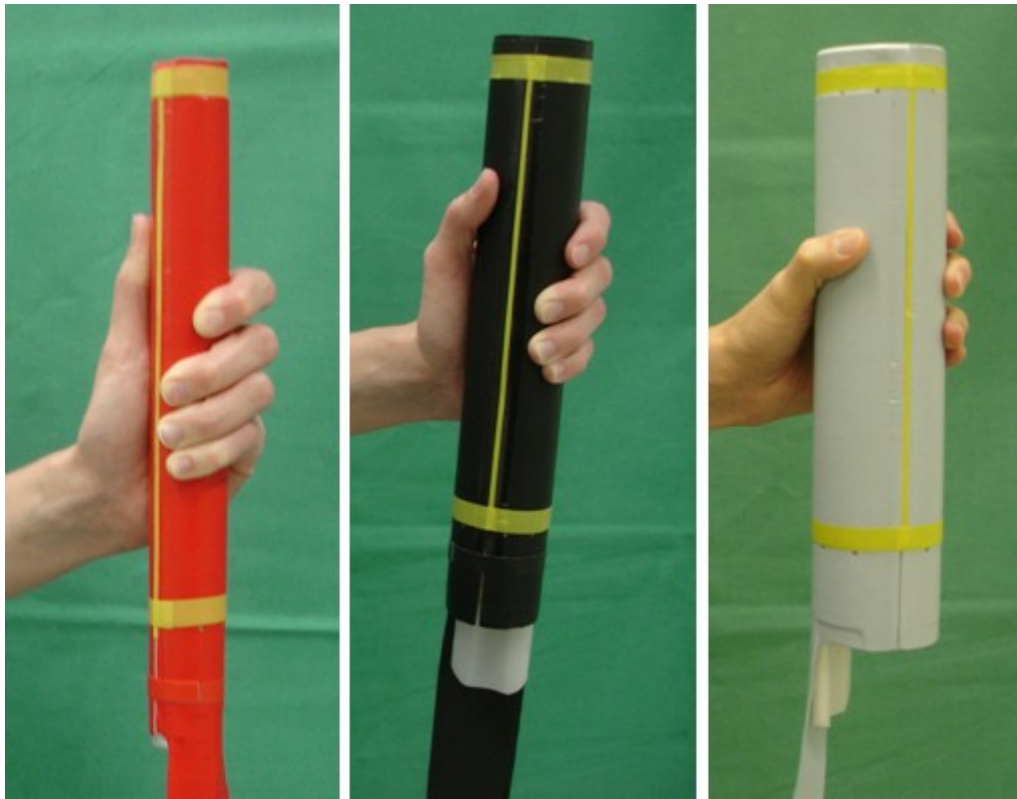


Abbildung 48: Griff um die Zylinder unterschiedlicher Größe, gelb markiert ist die Klebefalz ohne Sensoren

Im Kapitel 6.2.7 wird der Grund für die höhere Korrelation der Maximalkraft gegenüber der Durchschnittskraft diskutiert.

Weiterhin zeigen sich etwa gleich ausgeprägt hohe Korrelationen zwischen beiden Extremitäten bei den jeweiligen Zylindergrößen. Dies stellt sich bei jedem Vergleich zwischen Biometrics und Novel bei der Maximal- sowie der Durchschnittskraft heraus. Das ist ein weiterer Hinweis für die hohe Genauigkeit der beiden Messsysteme. Zudem lassen die sehr hohen Korrelationskoeffizienten von 0,949 bis 0,963 zwischen der linken und der rechten Hand erkennen, dass die Handkraft nicht zufällig bei einer Extremität solitär erhöht ist. Wichtig ist dieser Aspekt für die Vergleichbarkeit beider Handkräfte bei der klinischen Beurteilung, beispielsweise nach einer einseitigen Verletzung der oberen Extremität. Weiterhin liegt ein Zusammenhang mit der Körperkraft nah. Wind et al. kamen 2010 zu derselben Erkenntnis. Sie stellten mit ihrer Studie hohe Korrelationen zwischen der Hand- und der Körperkraft fest (Wind, et al., 2010). Inzwischen ist die Handkraft als Prädiktor der Körperkraft hinlänglich anerkannt (Rantanen, et al., 2003; Shah, et al., 2012; Lam, et al., 2016).

Zudem können hohe bis sehr hohe Korrelationen zwischen den einzelnen Zylindersystemen gezeigt werden. Die Handkraft des Probanden zeichnet sich unabhängig vom Umfang des Sensorsystems als konstant stärker oder konstant schwächer als bei Vergleichspersonen ab. Dass die Korrelationskoeffizienten zwischen den kleinen und gro-

Ben Zylindern mit 0,869 bis 0,879 die ‚schwächsten‘ Korrelationskoeffizienten bei der Gegenüberstellung der Zylindergrößen darstellen, hängt wiederum mit der oben beschriebenen veränderten Greifposition zusammen. Ist diese ähnlich, dann ist die Korrelation zwischen den zylindrischen Messgeräten noch höher. Diese Erkenntnis ist wichtig, da somit die Anwendung eines Zylinderumfanges in der klinischen Routine prinzipiell ausreichend ist. Weiterhin gibt dieser Fakt wiederum ein Hinweis auf die Güte des Messsystems.

Ähnliche Korrelationen wurden auch bei der Evaluierung anderer Messsysteme gefunden. Zwischen dem MyoGrip-Gerät und dem Jamar-Dynamometer fand Hogrel einen Korrelationskoeffizienten von 0,95 (Hogrel, 2015). Irwin und Sesto fanden bei ihrem Vergleich des Multi-Axis-Profile-Dynamometer mit dem Jamar-Dynamometer Korrelationen zwischen 0,78 und 0,90 (Irwin & Sesto, 2010).

Bei maschinellen Systemen, die geeicht einen konstanten Druck ausüben können, würde ein Korrelationskoeffizient von 0,7 nicht ausreichend überzeugen. Wird jedoch bedacht, dass biologische Systeme mit einer natürlichen Variabilität getestet wurden, überzeugt ein Korrelationskoeffizient von 0,7. Das Bestimmtheitsmaß für diese Korrelation liegt bei 0,49. Das wiederum bedeutet, dass bei 49 % der Varianz der Kraft, die mit dem Novelgerät erzeugt wird, vorhergesagt werden kann. Als höchsten Korrelationskoeffizienten wurde 0,94 mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,87 ermittelt. In diesem Fall können also in 87 % aus den Dynamometerwerten die entsprechenden Novelwerte prognostiziert werden. Das bedeutet, dass lediglich 13 % der Variation der Kraftwerte statistisch unerklärt bleibt. Der Grund hierfür ist die natürliche Variabilität, denn Lebewesen können nicht wie maschinelle Systeme geeicht werden. Größere Mess- und infolge dessen ebenso größere Standardabweichungen ergeben sich bei jeder erneuten Messung mit nur einem Messgerät. Solche individuellen Faktoren, die die Kraft des Menschen beeinflussen und nicht vermeidbar sind, wurden im Kapitel 6.1.2 bereits diskutiert.

6.2.2 Vergleich der Referenzwerte des Dynamometers mit der Literatur

Bei der Überprüfung und dem Vergleich der Messwerte des Dynamometers zu den Referenzwerten in der Literatur stellen sich teilweise Differenzen dar, obwohl das Dynamometer vielfach etabliert ist.

So kamen beispielsweise Young et al. zu vergleichbaren Ergebnissen bei ihren Forschungen, wie sie in der hier vorliegenden Studie mit dem Dynamometer gezeigt werden. Young et al. testeten 95 Probanden mit den fünf Rasterstufen des Jamar-Dynamometers und kamen zu den Ergebnissen, die in der folgenden Tabelle 18 dargestellt sind (Young, et al., 1989). Angegeben ist der Mittelwert (MW) der Maximalkräfte

aller Probanden, gemittelt über die getesteten Rasterstufen und deren Standardabweichungen (SD) sowie die kleinsten (Min) und größten (Max) erzielten Maximalwerte.

Tabelle 18: Vergleich der Maximalkräfte [kg] zwischen dem Biometrics-Messgerät in dieser Studie mit Daten aus der Literatur von Young et al. (Young, et al., 1989)

Datenpool	Geschlecht	Hand	MW \pm SD	Min - Max
Biometrics	männlich	rechts	32,5 \pm 9,1	15,8 - 54,0
	männlich	links	29,9 \pm 8,7	11,5 - 47,1
	weiblich	rechts	24,3 \pm 6,8	13,7 - 39,4
	weiblich	links	22,9 \pm 7,1	12,7 - 41,0
Young et al.	männlich	dominant	43,7 \pm 6,5	30,5 - 54,1
	männlich	nicht dominant	41,8 \pm 7,3	27,6 - 56,2
	weiblich	dominant	24,5 \pm 4,4	12,0 - 36,2
	weiblich	nicht dominant	21,9 \pm 4,3	9,9 - 31,1

Im Gegensatz hierzu unterscheiden sich beispielsweise die Referenzwerte von Werle et al. Bei ihrer Studie lagen die Maximalwerte bei Frauen zwischen 28,3 kg und 35,8 kg und bei Männern zwischen 47,6 kg und 60,0 kg in den zu dieser Studie entsprechenden Alterskategorien, wobei das unterschiedliche Studiendesign bedacht werden muss. Während in der Studie von Werle et al. jeder Proband nur ein einziges Mal seine maximale Kraft aufbringen musste und nur in Rasterstufe 2 gemessen wurde, wurden in dieser Studie die Kraftwerte mehrfach gemittelt: über drei Messungen pro Untersuchungstag; über die drei Untersuchungstage; sowie in Tabelle 18 zudem über die drei untersuchten Rasterstufen (Werle, et al., 2009).

In der Literatur werden zudem immer wieder Referenzwerte bestimmt und festgestellt, dass diese international und teilweise auch intranational stark voneinander abweichen. Zu bedenken ist hierbei, dass durch unterschiedliche Evolutionsgegebenheiten auch die menschlichen Körpermaße sowie der Leistungs- und der Aufgabenbereich extrem differieren. So sind beispielsweise Schweizer wesentlich größer und schwerer als Malaysier. Die Referenzwerte zur Handkraft der Schweizer Bevölkerung (Werle, et al., 2009) sind wesentlich höher als die der malaysischen Bevölkerung (Lam, et al., 2016). Hinzu kommt bei dem Vergleich dieser beiden Studienpopulationen miteinander, dass bei der malaysischen Bevölkerung unterschiedliche ethnische Gruppen getestet wurden. Wird alleine die Herkunft der Bevölkerung (Stadt vs. Land) mit ihren unterschiedlichen täglichen Aufgabengebieten betrachtet, die vor allem auf dem Land durch Viehzucht und

Landwirtschaft geprägt sind, werden enorme Differenzen in der Handkraft deutlich (Lam, et al., 2016). Universell gültige Referenzwerte gibt es daher für das Jamar-Dynamometer nicht und kann es auch für das Novel-Messsystem nicht geben. Dennoch wäre eine Studie zur Evaluierung von Referenzwerten der deutschen Bevölkerung zu dem Zylindermesssystem angeraten, um im Praxisgebrauch diese Werte schnell zur Verfügung zu haben. Es wird weiterhin empfohlen beide Hände miteinander zu vergleichen. Jedoch wird es auch vorkommen, dass dies nicht möglich ist, beispielsweise durch beidseitige Verletzungen der oberen Extremität oder Amputationen. Dem Kliniker sollten daher nach Geschlecht und Altersgruppen sortierte Referenzwerte zugänglich sein und er sollte Kenntnis der Einflussfaktoren haben, sodass er die Richtung und den Betrag der Abweichung von der Norm abschätzen kann.

Geringe Schwankungen zwischen der Handkraft sind abhängig von der Untersuchungsmethode und dem Untersucher. Folglich sollte bei Erstellung von Referenzwerten verdeutlicht werden, ob verbale Motivation oder ein positives Feedback über die aufgebrachte Kraft den Probanden während der Untersuchung ermöglicht wurde. Zur Standardisierung sollte von einer solchen Motivation jedoch eher abgeraten werden.

6.2.3 Einflussfaktoren auf die Handkraft

Dass individuelle Unterschiede zwischen den Handkräften verschiedener Probanden bestehen, wurde im vorherigen Absatz bereits beschrieben. Der kommende Abschnitt befasst sich damit, warum diese Unterschiede auftreten. Hierzu wurde die Handkraft mit möglichen Einflussfaktoren korreliert. Insgesamt stellt sich heraus, dass das Geschlecht, die Handlänge und die Körpergröße den größten Einfluss auf die Handkraft ausüben. Auch andere Studien bestätigen diese Erkenntnis (Desrosiers, et al., 1995 (2); Nevill & Holder, 2000; Rauch, et al., 2002; Angst, et al., 2010; Lam, et al., 2016).

Es ist jedoch schwierig, den Einfluss einzelner anthropometrischer Daten isoliert zu beschreiben, da sie sich fast alle gegenseitig beeinflussen. Frauen beispielsweise sind häufig kleiner als Männer und haben kleinere Hände. Kleinere Menschen sind unter der Voraussetzung einer gleichen Körperstatur leichter als größere Menschen. Es wurde daher eine Regressionsanalyse mit multiplen Variablen durchgeführt. Die dabei gefundenen Regressionsgleichungen zur Ermittlung der Handkraft aus den untersuchten unabhängigen Variablen sind im Abschnitt 5.1.3 dargestellt. Bedeutsam ist, dass sich die nicht standardisierten Betakoeffizienten über die verschiedenen Zylindergrößen lediglich in Abhängigkeit von der untersuchten Hand unterscheiden. Werden nur die dominanten oder nur die nicht dominanten Hände verglichen, liegen diese im gleichen Bereich. Die Höhe der Einflussnahme der einzelnen Variablen ist folglich relativ konstant. Auch gibt dieser Fakt Hinweise auf die Validität und Reliabilität der Messsysteme.

6.2.3.1 Vergleich dominanter mit nicht dominanter Seite

Crosby et al. beschreiben bei ihren Studien mit einem Jamar-Dynamometer eine um 10 % erhöhte Kraft der dominanten Hand im Vergleich zu der nicht dominanten Hand (Crosby, et al., 1994). Weitere Studien kamen ebenso zu dieser Feststellung (Berlin & Vermette, 1985; O'Driscoll, et al., 1992; Shah, et al., 2012). Petersen et al. bestätigten zwar in der Zusammenfassung ihrer Daten die 10 %-Regel, sie stellten jedoch fest, dass vor allem Rechtshänder eine um 12,7 % stärkere dominante Hand haben. Bei Linkshändern konnten sie keinen Kraftunterschied feststellen (Petersen, et al., 1989). Thorngren und Werner fanden bei ihrer Studie zu Referenzwerten der Handkraft unter schwedischen Probanden einen Unterschied von 7 % zwischen dominanter und nicht dominanter Hand. Dieser Wert war geschlechtsunabhängig und verhielt sich stabil in den verschiedenen Altersgruppen (Thorngren & Werner, 1979). Werden die Kraftwerte des Zylindersystems verglichen, sind hier ebenso um ca. 7 % stärkere Werte der dominanten Extremität zu verzeichnen und bestätigen daher die mit dem Dynamometer gefundenen Ergebnisse in der Literatur.

Die Unterschiede zwischen den Studien zwischen den differenten Einflüssen der dominanten Hand bei Links- und Rechtshändern wird auf die unterschiedlichen Gesellschaften mit ihren Eigenheiten zurückgeführt. Diese werden durch die Weiterentwicklung der Menschheit beeinflusst. So wurden beispielsweise bis in die 1970er Jahre auch in Deutschland Linkshänder umgeschult (Wikipedia-Autoren, o.D.). Ein weiteres Problem war die Verfügbarkeit von linkshändigen Werkzeugen, die sich erst in den letzten Jahren enorm etabliert haben.

6.2.3.2 Einfluss des Geschlechts

Mit dem Sensorsystem kann in dieser Studie klar gezeigt werden, dass ein signifikanter Unterschied in der Handkraft von männlichen und weiblichen Probanden besteht. Frauen können 79,5 N bis 109,2 N weniger an Handkraft aufbringen als Männer, das entspricht je nach Zylindergröße ca. 56,7 % bis 61,4 % (im Mittel 60,0 %) der männlichen Handkraft. Männer sind folglich abhängig von der Zylindergröße um 62,9 % bis 76,3 % (im Mittel 66,7 %) stärker als Frauen.

Hierbei fällt auf, dass der Kraftunterschied der nicht dominanten Hand zwischen Männern und Frauen deutlicher ausfällt, als bei der dominanten Hand. Eine mögliche Erklärung könnte hierbei der alltägliche Trainingseffekt sein. In der traditionellen Rollenverteilung sind Männer für die handwerklichen Arbeiten verantwortlich, wohingegen Frauen für den Haushalt zuständig sind. Nun benötigen handwerkliche Arbeiten meist die beidhändige Kraft, beispielsweise beim Umgraben im Garten oder beim Schreinern oder Heben von Brettern und Balken während des Hausbaues. Im Gegensatz dazu arbeitet

die Frau oft nur mit der dominanten Hand im Haushalt, beispielsweise beim Fenster putzen oder Staub wischen.

Kong und Lowe untersuchten die Fingerkraft um ein Zylindersystem und fanden hierbei heraus, dass Frauen 57,6 % der Kraft der Männer aufbringen können (Kong & Lowe, 2005).

Ebenfalls ist für das Jamar-Dynamometer der Einfluss des Geschlechtes auf die Handkraft im ähnlichen Umfang vielfach belegt (Ejeskär & Ortengren, 1981; O'Driscoll, et al., 1992; Crosby, et al., 1994).

Zu beachten ist, dass es zu Missverständnissen durch verschiedene Betrachtungsweisen kommen kann. Bei den Angaben sollte daher klar definiert sein, ob die Bezugskraft die männliche oder die weibliche Handkraft ist. Auch wenn dieser Aspekt berücksichtigt wird, existiert jedoch eine breite Spanne über das Ausmaß der Einflussnahme. Die in dieser Studie ermittelten Werte decken sich aber mit den am häufigsten gefundenen Ergebnissen.

Härkönen et al. erhielten weibliche Griffkräfte, die um 60 % bis 70 % schwächer waren als die der männlichen Probanden. Folglich entspricht die Kraft der Frauen in ihren Untersuchungen lediglich 30 % bis 40 % von den Werten, die die Männer erzielen (Härkönen, et al., 1993). Desrosiers et al. fanden heraus, abhängig vom benutzten Messgerät, dass Frauen 54 % (mit dem Jamar-Dynamometer) und 68 % (mit dem Martin-Vigorimeter) der Kraft der Männer aufbringen (Desrosiers, et al., 1995 (1)). Bassey und Harries beschreiben, dass ältere Frauen mit der rechten Hand 57 % und mit der linken Hand 55 % der Kraft von älteren Männern aufbringen (Bassey & Harries, 1993). Irwin et al. fanden sogar, dass Frauen 70 % bis 77 % der Kraft von Männern erreichen (Irwin & Sesto, 2010).

Im Gegensatz hierzu haben Newman et al. die weibliche Kraft als Bezugspunkt gewählt und berichten, dass Männer ab dem 18. Lebensjahr um ca. 60 % stärker sind als Frauen. Umgerechnet bringen Frauen somit ca. 62,5 % der Kraft von Männern auf (Newman, et al., 1984).

Aus den Datensätzen von Hogrel ist zu entnehmen, dass die von Frauen erzielten Kraftwerte durchschnittlich ca. 62 % (gemessen mit dem MyoGrip-Messgerät) beziehungsweise ca. 65 % (gemessen mit dem Jamar-Dynamometer) der Kraft von Männern entsprechen (Hogrel, 2015). Ähnliche Erkenntnisse liefern die Daten von Massy-Westropp et al. Hier können Frauen durchschnittlich ca. 62 % der Kraft von Männern aufbringen (Massy-Westropp, et al., 2011). Bei der Studie von Werle et al. über die Normalkraft der Schweizer Bevölkerung schwanken die Kraftwerte der Frauen zwischen 56 % bis 67,7 % der Kraft der Männer abhängig von der jeweiligen Altersstufe (Werle, et al., 2009).

Die geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Kraft prägen sich vor allem ab der Pubertät heraus (Wind, et al., 2010). Testosteron führt durch seine anabolen Effekte zu einer erhöhten Muskelkraft (Sheffield-Moore & Urban, 2004). In diesem Zusammenhang spielt auch die generelle Zusammensetzung der Körpermasse eine Rolle. Während Frauen mehr Fettmasse besitzen, ist bei Männern der Anteil der Muskelmasse höher. Doré et al. untersuchten geschlechtsspezifische Unterschiede in der maximalen Beinmuskulatur und gaben zu bedenken, dass sich die Anzahl der Muskelfasertypen und die neuromuskuläre Aktivierung bei Männern und Frauen unterscheiden (Doré, et al., 2005). Diese Faktoren führen zu einer signifikant stärkeren Handkraft der Männer im Vergleich zu den Frauen.

6.2.3.3 Einfluss der Handlänge

Weiterhin kann eine eindeutige Abhängigkeit der Handkraft von der Handlänge aufgezeigt werden. Je länger die Hand, desto mehr Handkraft kann aufgebracht werden. Dies ist bei der dominanten Extremität deutlich stärker ausgeprägt, als bei der nicht-dominanten Hand. Eine größere Hand bedeutet mehr Auflagefläche zur Erregung mehrerer Sensoren. Weiterhin sind die Knochen, Muskeln und Hebelarme ebenfalls länger (Rauch, et al., 2002). Es sind mehr Muskelfasern enthalten, was zu einer erhöhten Kraftentwicklung beitragen kann. Die deutlichere Zunahme der Kraft pro Zentimeter Handlänge auf der dominanten Seite könnte an der Hypertrophie durch häufigeres Training der dominanten Handmuskeln liegen.

Sirajudeen et al. und Shah et al. fanden bei ihren Studien mit dem Jamar-Dynamometer ebenfalls eine positive Korrelation der Handlänge mit der Handkraft heraus (Sirajudeen, et al., 2012; Shah, et al., 2012). Auch Werle et al. stellten einen Einfluss der Handlänge auf die Handkraft fest. Sie begründen in der Differenz der Handgrößen zwischen den Populationen die Unterschiede in den Referenzwerten der Handkraft zwischen verschiedenen Gesellschaften, die sich häufig in der Literatur aufzeigen (Werle, et al., 2009). Die Handgröße ist daher ein gut etablierter und bedeutender Einflussfaktor, der auch in dieser Studie bestätigt wird. Manche Autoren beschreiben auch die Handspanne (Shah, et al., 2012) beziehungsweise den Handumfang (Desrosiers, et al., 1995 (1); Hogrel, 2015) als bedeutenden Faktor. Hierauf wurde bei dieser Studie allerdings verzichtet.

6.2.3.4 Einfluss von Körpergröße und -gewicht

Weiterhin wurde die Abhängigkeit der Kraft von der Körpergröße und dem Gewicht untersucht. Hierbei muss beachtet werden, dass sich unter der Voraussetzung eines normalgewichtigen Probanden, Gewicht und Handlänge direkt proportional zur Körpergröße verhalten.

In dieser Studie stellten sich eine ausgeprägte positive Korrelation der Handkraft mit der Körpergröße und eine negative Korrelation mit dem Gewicht des Probanden heraus.

In zahlreichen Untersuchungen mit einem herkömmlichen Dynamometer wurde der Einfluss der Körpergröße ebenfalls belegt. In der Literatur herrscht hierüber Einigkeit. Bassey und Harries, Desrosiers et al., Angst et al. und Ngee Wei Lam et al. sind nur einige davon, die den Einfluss der Körpergröße auf die Kraft bestätigen (Bassey & Harries, 1993; Desrosiers, et al., 1995 (2); Angst, et al., 2010; Lam, et al., 2016).

Wie schon im Abschnitt 6.2.3.3 wird diesem Aspekt die erhöhte Länge und Masse der Muskeln mit höherem Faseranteil zugrunde gelegt.

Die Mehrheit der Autoren sind sich auch über die Einflussnahme des Gewichtes auf die Körperkraft einig. Als Beispiele wären hier zu nennen Crosby et al., Hanten et al., Werle et al., Sirajudeen et al. und Shah et al. (Crosby, et al., 1994; Hanten, et al., 1999; Werle, et al., 2009; Sirajudeen, et al., 2012; Shah, et al., 2012). Auch hier findet sich die Erklärung in der Muskelmasse.

Hogrel fand hingegen heraus, dass das Hinzufügen des Gewichtes zu seiner Regressionsanalyse keine signifikante Verbesserung der Genauigkeit der Vorhersage von der Handkraft brachte (Hogrel, 2015).

In der hier vorliegenden Arbeit findet sich eine negative Korrelation, die sich abhängig von der Zylindergröße in ihrem Signifikanzniveau unterscheidet.

Teilweise differente Aussagen entstehen, weil es große Unterschiede in der Ernährungs- und Trainingssituation in unterschiedlichen Gebieten gibt. Erhöhte Körpergewichte im Vergleich zur Körpergröße entstehen entweder durch Fettleibigkeit oder durch erhöhte Muskelmassen durch intensives Training. Der Body-Mass-Index ist für eine Differenzierung zwischen Unter-, Normal- und Übergewicht allgemein gültig, aber stößt bei der Differenzierung der Ätiologie des Übergewichtes an seine Grenzen. Während Shah et al. keine Korrelation des BMI mit der Handkraft herausfanden (Shah, et al., 2012), stellten Bassey und Harries bei älteren Männern eine positive Korrelation und bei älteren Frauen eine negative Korrelation des BMI mit der Handkraft fest (Bassey & Harries, 1993). In einer Studie von Massy-Westropp et al. wurde aufgezeigt, dass ein erhöhter BMI bei Erwachsenen unter dem 25. Lebensjahr und über dem 70. Lebensjahr mit erhöhter Handkraft einhergeht, während bei Erwachsenen zwischen dem 25. und 70. Lebensjahr eine negative Korrelation der beiden Faktoren besteht (Massy-Westropp, et al., 2011).

Chilima und Ismail hingegen untersuchten verschiedene Ernährungsindikatoren (BMI, mittlerer Oberarm- und Unterarmumfang) bei einer ländlichen Bevölkerungsgruppe aus Malawi und stellten hierbei eine positive Korrelation fest (Chilima & Ismail, 2001). Dass sich die allgemeine Ernährungssituation auf die Kraft auswirkt, bestätigen auch

Norman et al. und Ngee Wei Lam et al. mit ihren Studien (Norman, et al., 2011; Lam, et al., 2016).

In der heutigen Gesellschaft nehmen viele Faktoren auf das Gewicht beziehungsweise den Body-Mass-Index Einfluss und daher entstehen differente Aussagen in der Literatur.

6.2.3.5 Einfluss beruflicher manueller Betätigung

Bei der Betrachtung der manuellen Belastung während beruflicher Tätigkeiten muss bedacht werden, dass die Teilnehmer der Studie selbstständig über die Stärke der Belastung entscheiden konnten. Auffällig wurde dabei, dass mehrere Probanden desselben Berufes die manuelle Belastung unterschiedlich stark bewerteten. Auf einer vierstufigen Skala grenzen sich daher die einzelnen Stärkegrade nicht klar voneinander ab.

Es ist folglich zu erklären, dass sich in dieser Studie die berufliche manuelle Belastung nur zum Teil als signifikanter Einflussfaktor herausstellt.

In der Literatur finden sich hierüber ebenfalls differente Ergebnisse. So konnten Harth und Vetter keinen Hinweis auf Unterschiede zwischen einzelnen Berufsgruppen liefern (Harth & Vetter, 1994). Demgegenüber stehen die Ergebnisse von Werle et al. und Angst et al. über die Schweizer Bevölkerung oder von Ngee Wei Lam et al. über die malaysische Bevölkerung (Werle, et al., 2009; Angst, et al., 2010; Lam, et al., 2016).

Jedoch merkten Werle et al. an, dass ihre Stichprobe von 1023 Probanden zu klein war, um die Daten nach anthropometrischen Parametern und in fünf verschiedene Kategorien spezifischer beruflicher Belastung zu untergliedern. Daher kann die Kenntnis zur beruflichen manuellen Anstrengung lediglich zur Abschätzung der Richtung der Abweichung von Referenzwerten dienen (Werle, et al., 2009).

6.2.3.6 Einfluss freizeitlicher manueller Betätigung

Die manuelle Belastung in der Freizeit wurde nur in drei Schweregrade unterteilt, die eindeutig nach Sport mit oder ohne manueller Belastung bzw. keine sportliche Betätigung fragten. Allerdings wurde die Häufigkeit der Ausübung, beziehungsweise wie lange diesem Hobby bereits nachgegangen wird, nicht evaluiert. Indes wurde die Tendenz ersichtlich, dass Probanden mit manueller Betätigung stärker sind, als die Mitmenschen ohne sportliches Hobby. Signifikante Korrelationen fanden sich jedoch nur bei der dominanten Hand.

Nevill und Holder berichteten, dass die körperliche Aktivität auf die Handkraft Einfluss nimmt. Diese Einflussnahme beschreiben sie allerdings nicht als linear, sondern sie habe ihr Maximum bei mäßiger bis kräftiger regelmäßiger Betätigung (Nevill & Holder, 2000).

Auch die Ergebnisse von Crosby et al. ließen auf einen Einfluss der sportlichen Betätigung auf die Kraft schließen (Crosby, et al., 1994). Im Vergleich zu der hier vorliegenden Studie war die Abstufung der freizeitlichen manuellen Belastung bei ihrem Studiendesign feingliedriger vorgenommen worden. Sie äußerten jedoch Bedenken, dass auch bei ihren Ergebnissen die Subjektivität der Probanden beeinflusst werden konnte, da diese selber den Schweregrad der freizeitlichen Aktivitäten einschätzen durften (Crosby, et al., 1994).

Schließlich berichteten 2016 auch Ngee Wei Lam et al. über einen Einfluss des Lebensstils auf die Handkraft (Lam, et al., 2016).

Die Ergebnisse können mit dieser Studie zwar nur teilweise signifikant belegt werden. Aber es scheint folgerichtig, dass die Muskelzellen bei Probanden mit einem vermehrten körperlichen beziehungsweise manuellen Training zur Hypertrophie angeregt werden. Dadurch können sie im Vergleich zu ihren Mitmenschen erhöhte Körper- beziehungsweise Handkräfte erzielen.

6.2.3.7 Einfluss des Lebensalters

Als weiterer Einflussfaktor auf die Handkraft wurde das Lebensalter betrachtet. In dieser Studie konnte dieser mit dem Zylindersystem nicht bestätigt werden. Jedoch wurde mit der multiplen linearen Regressionsanalyse lediglich der lineare Einfluss untersucht und Probanden zwischen dem 18. und 65. Lebensjahr getestet. In der bisherigen Literatur ist vielfach erwiesen, dass kein linearer Zusammenhang zwischen Alter und Handkraft, sondern ein krummliniger Verlauf mit Maximum im jungen bis mittleren Erwachsenenalter besteht (Desrosiers, et al., 1995 (1); Werle, et al., 2009). Insofern können die Ergebnisse des Zylindersystems mit den in der Literatur angegebenen Ergebnissen des Dynamometers übereinstimmen. Denn auch Crosby et al. fanden keinen großen Einfluss des Alters auf die Handkraft, als sie versuchten einen linearen Zusammenhang zwischen den zwei Größen darzustellen (Crosby, et al., 1994).

Thorngren und Werner fanden bei ihren Untersuchungen mit einem pneumatischen Dynamometer heraus, dass die Handkraft zwischen dem 25. und 30. Lebensjahr am größten ist. Mit steigendem Lebensalter fällt sie allmählich ab (Thorngren & Werner, 1979). Ähnlich präsentieren sich die Ergebnisse von Mathiowetz et al. Sie beschreiben einen Peak der Handkraft zwischen dem 25. und 50. Lebensjahr (Mathiowetz, et al., 1985 (1)). Gilbertson und Barber-Lomax bestätigten mit ihren Ergebnissen ebenfalls, dass das Kraftmaximum zwischen den 15. und den 49. Lebensjahr erreicht werden kann (Gilbertson & Barber-Lomax, 1994).

Bassey und Harries fanden in ihrer Längsschnittstudie, dass der Hauptfaktor für die Kraftabnahme im Alter die Verringerung der alltäglichen körperlichen Betätigung ist,

die zu einer Reduktion der Muskelmasse führt. Sie beschreiben einen Kraftverlust von 3 % für Männer und 5 % für Frauen pro Jahr (Bassey & Harries, 1993).

Insbesondere wird die Anzahl, Größe und der Querschnitt der vor allem schnell zuckenden Muskelfasern (Typ II) im Alter reduziert (Larsson, et al., 1979; Lin, et al., 2014). Ab ungefähr dem 70. Lebensjahr wird die Atrophie zudem dadurch begünstigt, dass der Gebrauch vom Fasertyp II durch weniger Bewegung mit maximaler Spannung immer weiter abnimmt (Desrosiers, et al., 1995 (1)). Eine weitere Ursache ist die fortschreitende Degeneration des Nervensystems mit erhöhtem Lebensalter. Eine bedeutende Rolle kommt im Hinblick auf die Kraftentwicklung der Reduktion der Alpha-Motoneurone und somit der motorischen Einheiten zu (Bassey & Harries, 1993; Doherty, et al., 1993). Auch werden ein Transmittermangel und eine Erhöhung der Zellmembranimpedanz diskutiert, die zur Störung der Nachrichtenübertragung und folglich zur Atrophie führt (Engelhardt, et al., 1989; Doherty, et al., 1993; Lin, et al., 2014).

Weiterhin können vaskuläre Altersveränderungen Ursache für die Muskelatrophie sein (Desrosiers, et al., 1995 (1)). Durch Plaqueablagerung kann es zu Durchblutungsstörungen kommen, die ursächlich für den Muskelzelluntergang sein können.

Ab dem 40. Lebensjahr nimmt bei Männern und in geringerem Ausmaß auch bei Frauen der Testosteronspiegel kontinuierlich ab, wodurch sich das Verhältnis von anabolen zu katabolen Effekten auf die Muskelmasse kontinuierlich zur katabolen Seite verschiebt.

Irwin und Sesto fanden bei einer Studie heraus, dass ältere Menschen (älter als 65 Jahre) ca. 60 % bis 71 % der Kraft von jüngeren Menschen (jünger als 30 Jahre) aufbringen können (Irwin & Sesto, 2010). Lin et al. stellten bei durchschnittlich 80 Jahre alten Probanden eine Abnahme der Kraft von ca. 71 % bis 77,5 % gegenüber jungen Erwachsenen heraus (Lin, et al., 2014).

6.2.3.8 Weitere Einflussfaktoren

Crosby et al. beschrieben weiterhin einen Einfluss der Händigkeit auf die Kraft (Crosby, et al., 1994). Bei lediglich drei Linkshändern unter den Probanden der hier vorliegenden Studie wurde auf die Auswertung der Sensordaten hinsichtlich eines Einflusses dieser Variable verzichtet.

6.2.4 Korrelation unterschiedlicher Zylindergrößen sowie optimale Zylindergröße für die Maximalkraft

Es konnte gezeigt werden, dass zwischen den mit den Zylindern erhobenen Messungen ein eindeutiger linearer Zusammenhang besteht. Zwar können die meisten Probanden ihre stärkste Kraft mit dem kleinsten Zylinder aufbringen, jedoch ist durch die hohen und sehr hohen Korrelationskoeffizienten von 0,869 bis 0,961 der Zylinder untereinander

der belegt, dass die Probanden, die mit dem kleinsten Messsystem sehr viel Kraft aufbringen, dies mit dem größeren Zylinder ebenfalls schaffen.

Zirka die Hälfte der Probanden hat an allen drei Tagen ihre größte Kraft mit der gleichen Zylindergröße erzielt und sogar 99 % der Probanden haben ihre größte Kraft an zwei von den drei Untersuchungstagen mit derselben Zylindergröße aufgebracht. Das gibt einen Hinweis auf die Zuverlässigkeit dieses Messsystems, aber bei genauerer Betrachtung wird auch deutlich, dass unabhängig vom Untersuchungstag über 90 % der Probanden ihre größten Maximalkräfte mit dem kleinen und mittleren Zylinder erreichen.

Für den Praxisgebrauch zur Erfassung der Patientenkraft scheint es jedoch unwesentlich, mit welchem Zylinder der Proband am stärksten ist. Durch die hohe Korrelation der Zylinder untereinander, reicht eine Zylindergröße aus, um den Patienten entsprechend seiner Handkraft einzuordnen. Es sollte vor allem die linke und die rechte Handkraft erfasst und miteinander verglichen werden, um Aussagen zu Pathologien zu tätigen. Bei herkömmlichen Dynamometern ist diese Aussage ebenfalls zutreffend (Firrell & Crain, 1996).

Die Forschung hinsichtlich der optimalen Zylindergröße ist allerdings wichtig zur Entwicklung von Griffen, um eine optimale Krafterzeugung und -weiterleitung zu ermöglichen und gleichzeitig gelenkschonend zu arbeiten, um degenerative Veränderungen im Alter vorzubeugen sowie akute oder kumulative Traumata zu vermeiden (Li, 2002; Welcome, et al., 2004; Kong & Lowe, 2005; Rossi, et al., 2012; Harit & Čretnik, 2013).

Bei der vorliegenden Studie weisen zirka drei Viertel aller Probanden ihre größte Kraft mit dem kleinsten Zylinder auf. Es ist dabei zu bedenken, dass alle Probanden an jedem Untersuchungstag mit diesem Zylinder begonnen haben. Mathiowetz berichtet zwar, dass bei drei Messungen noch kein Lerneffekt oder Ermüdungserscheinungen auftreten (Mathiowetz, 1990). Bei dem hier vorliegenden Studiendesign erfolgten jedoch 36 Einzelmessungen pro Untersuchungstag. Vor diesem Hintergrund sind ein Motivationsabfall oder Ermüdungserscheinungen denkbar.

Allerdings herrscht in der Literatur Einigkeit, dass die Griffspanne wesentlich Einfluss auf die messbare Handkraft ausübt.

Die größten absoluten Kräfte werden bei einem herkömmlichen Dynamometer mit der zweitkleinsten (Firrell & Crain, 1996; Peña Pitarcha, et al., 2007) und der mittleren Griffspanne erzielt (Härkönen, et al., 1993; Blackwell, et al., 1999). Die "American Society for Surgery of the Hand" erklärt ebenfalls, dass Frauen die größte Handkraft mit der Jamar-Dynamometer Stufe zwei und Männer mit der Stufe drei erreichen (Warwick, et al., 2009).

Dass die Handkraft von der Griffspanne abhängt, ist auch mehrfach für den Griff um ein zylindrisches Messsystem belegt. Amis stellte bereits 1987 bei der Untersuchung des isometrischen zylindrischen Greifvorganges heraus, dass die Normalkraft deutlich sinkt, je größer der umgriffene Zylinder wird. Untersucht hat er dabei Durchmesser von 31 mm bis 116 mm Durchmesser (Amis, 1987). Wu et al. bestätigten einen optimalen Zylinderdurchmesser von 31 mm für das Aufbringen der Maximalkraft (Wu, et al., 2009).

Auch Edgren et al. belegten, dass 73 % der untersuchten 61 Probanden die größte Handkraft bei einem Zylinderdurchmesser von 38,1 mm aufbringen konnten. Sie untersuchten hierbei fünf verschiedene Durchmesser von 25,4 mm bis 76,2 mm (Edgren, et al., 2004).

Ruiz-Ruiz et al. untersuchten die optimale Griffspanne bei einem Standarddynamometer bei Frauen und Männern in Abhängigkeit der Handlänge. Sie stellten hierbei heraus, dass diese bei Männern unabhängig von der Handlänge 5,5 cm beträgt und bei Frauen abhängig ist von der Handlänge (x). Die optimale Griffspanne (y) bei Frauen könne vereinfacht berechnet werden über die Formel:

$$y = \frac{x}{5} + 1,5 \quad (11)$$

Bei Handlängen zwischen 17 cm und 21 cm liegt die optimale Griffspanne für Frauen folglich zwischen 4,8 cm und 5,8 cm. Dass, bei Männern keine Abhängigkeit von der Handlänge gefunden wurde, begründeten sie mit der Tatsache, dass ihre Probanden vor allem aus dem Arbeiterbereich stammten und so durch den täglichen Trainingseffekt ausgeprägte Muskelmassen und -kraft hatten, die den Einfluss der Handlänge zu kompensieren scheinen (Ruiz-Ruiz, et al., 2002). Watanabe et al. bestätigten diese Ergebnisse (Watanabe, et al., 2005). Firrell und Crain fanden bei ihren Untersuchungen ebenfalls keinen Einfluss der Handlänge auf die Griffspanne zur Erzeugung der Maximalkraft (Firrell & Crain, 1996).

Die in dieser Studie gefundenen Ergebnisse zur Erzeugung der größtmöglichen individuellen Maximalkraft weisen ebenso keine Abhängigkeit zwischen der Größe des Zylindersystems und der Handlänge auf (siehe Abbildung 49). Wie oben bereits erwähnt, kann jedoch die Mehrheit der Probanden die größte Kraft mit dem kleinsten Messzylinder aufbringen, wodurch die Fallzahlen für die größeren Zylinder für allgemeingültige Aussagen zu gering sind. Beispielsweise sind nur in 3 bis 5 Fällen (je nach Untersuchungstag) Messdaten erfasst, an denen Probanden mit dem größten Zylinder am stärksten waren. Wird die Studie von Firrell und Crain genauer betrachtet, scheint auch bei ihrer Untersuchung hier eine Limitation vorzuliegen (Firrell & Crain, 1996).

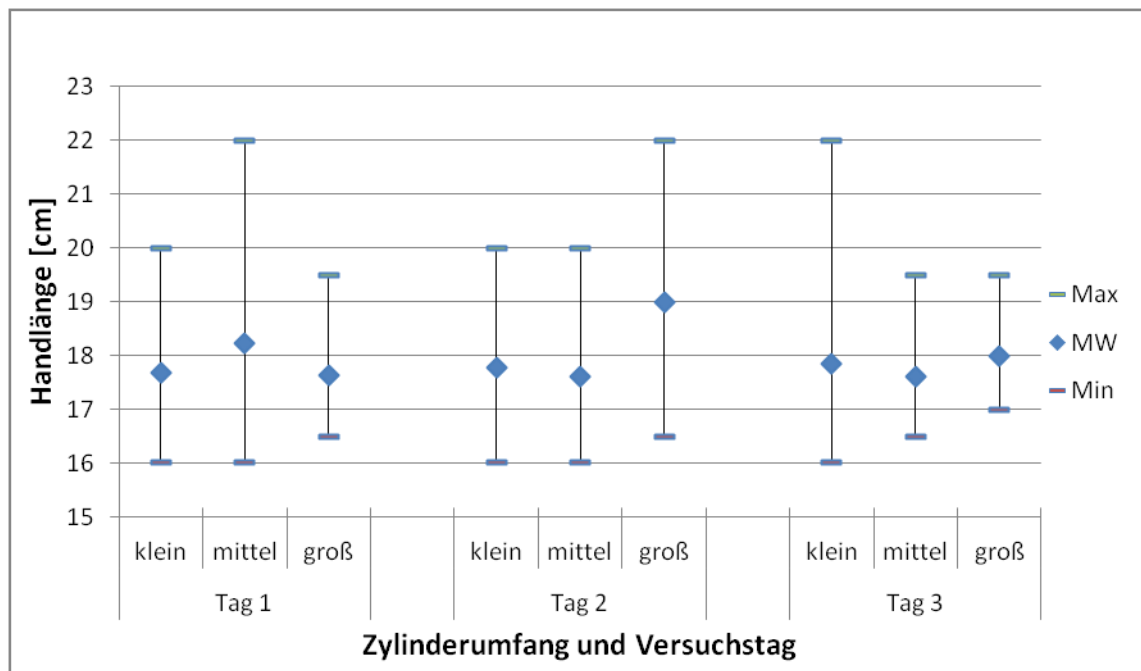


Abbildung 49: Unterteilung der Probanden nach Zylindergröße, mit der die Maximalkraft in Abhängigkeit vom Untersuchungstag aufgebracht werden konnte und Darstellung der jeweiligen minimalen, mittleren und maximalen Handlängen

Kong und Lowe untersuchten die Muskelkraft sowie die Muskelaktivität und die Bequemlichkeit verschieden großer Zylindergriffe und leiteten daraus die optimale Zylindergröße für jeden Probanden individuell ab (Kong & Lowe, 2005). Kong et al. kamen zu der Erkenntnis, dass der optimale Zylinderdurchmesser 19,7 % der Handlänge entspricht. Bei Männern befindet sich dieser folglich zwischen 30 mm bis 40 mm Durchmesser und ist ca. 10 % größer als bei Frauen (Kong, et al., 2005). Rossi et al. fanden ähnliche Erkenntnisse. Ihre Testpersonen konnten ihre Maximalkräfte bei einem Zylinderdurchmesser von 17,9 % der Handlänge aufbringen (Rossi, et al., 2012). Sie belegten somit die These von Ruiz-Ruiz et al., dass deren Studienergebnisse, die optimale Griffspanne für die Maximalkraft bei Männern sei unabhängig von der Handlänge, durch weitere Faktoren beeinflusst wurde (Ruiz-Ruiz, et al., 2002). Es wird deutlich, dass unter Berücksichtigung der Anatomie, d.h. ungleich langer Muskeln bei differierenden Unterarm- und Handlängen, unterschiedliche Muskel-Längen-Kraft-Beziehungen in Bezug auf die Größen der Griffspannen wirken (Seo, et al., 2007). Kleine Hände mit kürzeren Flexoren des Unterarmes haben bei kleineren Griffspannen ihren optimalen Wirkungsgrad im Vergleich zu größeren Händen mit längeren Flexoren. Eine lineare Beziehung erscheint daher anatomisch betrachtet sinnvoll. Generell stellten Kong und

Lowe fest, dass der Wirkungsgrad vor allem bei den kleinen Zylindern am größten war. Sie zeichneten hierzu die EMG-Aktivität während des Kraftgriffes auf und fanden heraus, dass sich diese konstant verhielt, während die Kraft signifikant abnahm, je größer der Zylinder wurde (Kong & Lowe, 2005).

Ein weiterer Grund für die verminderte Kraft bei größeren Zylindern besteht darin, dass je größer ein Zylinder wird, die Hand mehr geöffnet werden muss. Während bei einer fast geschlossenen Faust die distalen Fingerglieder der Langfinger sowie der Daumen die Handfläche als Widerlager haben, drücken bei einer geöffneten Hand die distalen Phalangen der Langfinger gegen den Daumen als Gegenkraft (Seo, et al., 2007). Letztendlich wäre auch vorstellbar, dass unterschiedliche Reibungskräfte die Muskelwirkung beeinflussen, die innerhalb des Karpaltunnels verlaufen. Li erklärte diesen Effekt zumindest für die differente Fingerflexionskraft bei unterschiedlichen Handgelenkspositionen (Li, 2002).

6.2.5 Interday-Vergleich

Insbesondere im Hinblick auf Patientenmessungen wäre es optimal, wenn keine Kraftschwankungen eines Individuums zwischen den Messungen verschiedener Tage existieren würden. In der vorliegenden Studie konnten teilweise signifikante Differenzen zwischen den einzelnen Untersuchungstagen gefunden werden. Eine abfallende Tendenz mit fortschreitendem Studienverlauf war bei allen Zylindergrößen erkennbar, siehe Abbildung 50 und Abbildung 51. Hierbei ist allerdings zu bedenken, dass die Probanden nicht an drei aufeinanderfolgenden Tagen, beziehungsweise nach einem bestimmten Rhythmus getestet wurden. Die Vergabe der Termine erfolgte willkürlich.

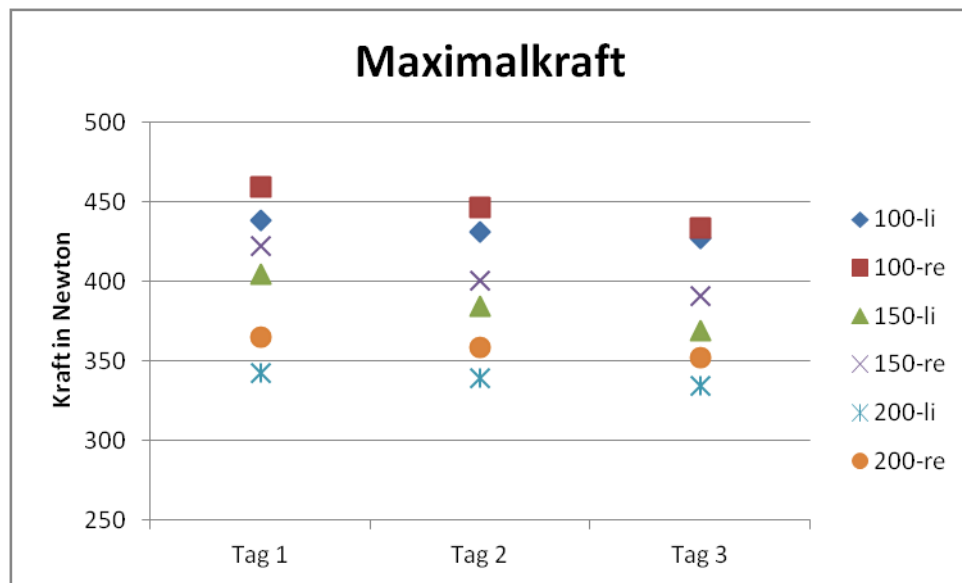


Abbildung 50: Vergleich der Maximalkraft zwischen den drei Untersuchungstagen mit Novel

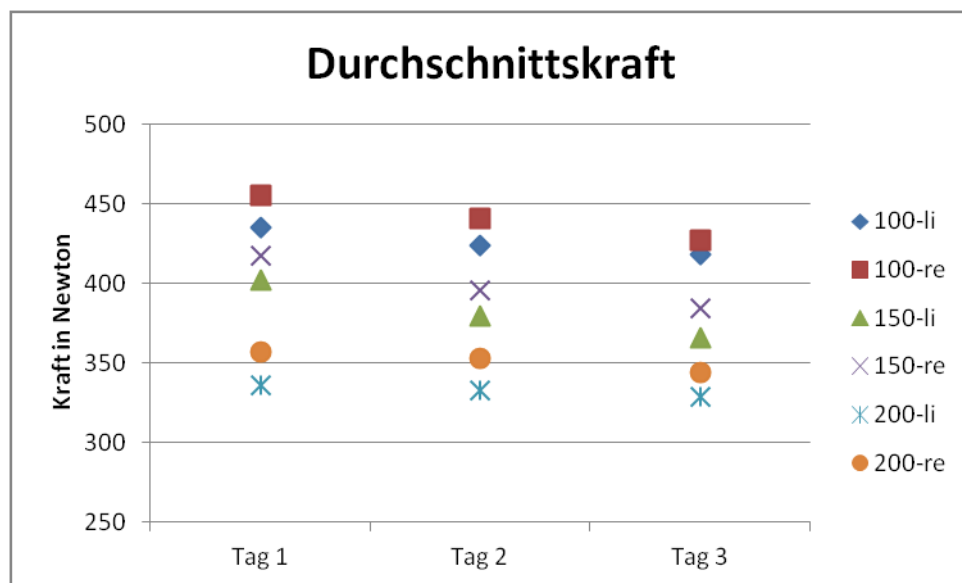


Abbildung 51: Vergleich der Durchschnittskraft zwischen den drei Untersuchungstagen mit Novel

Den Abfall der gemessenen Kräfte bei einem Probanden im Verlauf dieser Studie könnte sich durch unbewussten Abfall der Motivation erklären. Der Studienablauf war dem Probanden bereits bekannt. Das Procedere ist monoton. Die einzige Motivation zu Beginn eines neuen Tages war lediglich der Hinweis des Untersuchers erneut die maximale Kraft aufzubringen.

Auch Young et al. berichten über Schwankungen zwischen einzelnen Messtagen von durchschnittlich 19,2 % bis 23,7 %, wobei die höchsten Stärkewerte ebenfalls oftmals

frühzeitig erzielt wurden und mit fortschreitender Studiendauer abnahmen. Einen Trainingseffekt hielten sie bei den getesteten drei Messtagen (je im Abstand von einer Woche) für unwahrscheinlich. Vielmehr begründeten sie die Schwankungen mit Stimmungs- und Energieschwankungen der Probanden sowie dem Einfluss der Motivation (Young, et al., 1989).

In der hier vorliegenden Studie konnten durchschnittliche individuelle Variationskoeffizienten zwischen den Untersuchungstagen für Biometrics von 10,2 % und für Novel von 9,8 % ermittelt werden. Die mittleren Variationskoeffizienten der Durchschnittskräfte sind mit 11,8 % für Biometrics und mit 10,8 % für Novel etwas höher. Weshalb die Schwankungen bei den Durchschnittskräften deutlicher ausfallen, ist im Abschnitt 6.2.7 näher beschrieben.

Ähnliche Variationskoeffizienten finden sich häufig in der Literatur, wobei diese abhängig von der jeweiligen Studie großen Schwankungen unterliegen. Bis in die 1990er Jahre wurde davon ausgegangen, dass mithilfe von Variationskoeffizienten submaximale von maximaler Anstrengung der Kraft unterschieden werden könne. Die Theorie hierzu besagt, dass bei aufrichtiger Maximalkraft die individuellen Variationen kleiner sind als bei unaufrichtiger. Als Grenze der Variationskoeffizienten legten die meisten Autoren einen Variationskoeffizienten von 10 %, 11 %, 12 % beziehungsweise 15 % (Fairfax, et al., 1995; Shechtman, 2001 (2)) zugrunde. Einige beschränkten sich auch auf Variationskoeffizienten von 7,5 %. Doch hierbei stellten Fairfax et al. fest, dass 81 % der Probanden einen größeren Variabilitätskoeffizienten aufweisen (Fairfax, et al., 1995). Andere empfahlen, dass die individuellen Variationskoeffizienten bis 20 % betragen dürfen, um maximale von submaximaler Kraft zu unterscheiden (Shechtman, 2001 (2)). Zu beachten ist, dass die Bestimmung der Variationskoeffizienten teilweise nicht, wie in diesem Abschnitt der vorliegenden Arbeit, mittels Messungen an drei verschiedenen Tagen erfolgte, sondern binnen eines Tages mit zwei bis fünf aufeinanderfolgenden Messungen. Siehe hierzu Kapitel 6.2.6. Ein weiterer Unterschied zwischen den Studien sind die unterschiedlichen Testbedingungen. Beispielsweise wurde bei einigen Studien ständig eine verbale Motivation gegeben, bei anderen nicht.

Der Grund, warum der Variationskoeffizient heutzutage lediglich noch als Indiz auf eine submaximale Anstrengung verwendet wird, liegt in der inakzeptabel hohen Fehler-rate (Robinson, et al., 1993; Ashford, et al., 1996). Die individuellen Schwankungen sind zu groß, als dass ein solches Verfahren sensitiv oder spezifisch genug wäre (Fairfax, et al., 1995; Shechtman, 2001 (1); Shechtman, 2001 (2)).

Zusammenfassend ist zu sagen, dass es zwar möglich wäre, die Variationskoeffizienten durch weitere Standardisierungen der Testbedingungen zu reduzieren. Jedoch wäre der Zweck hiervon fraglich, da im klinischen Alltag Patienten nicht zu standardisierten Zei-

ten erscheinen. Die natürliche Variation in solchen Studien zu berücksichtigen ist daher angeraten, um realistische Ergebnisse zu erhalten.

6.2.6 Intraday-Vergleich

Beim Vergleich der Kraftwerte, die im Verlauf eines Messzyklus aufgetreten sind, stellte sich ein signifikanter Unterschied der einzelnen Werte heraus. Mit fortschreitender Studiendauer sinkt die aufgebrachte Maximalkraft ab. Dieser Effekt lässt sich durch Ermüdungserscheinungen erklären. Denkbar wäre auch, dass unterbewusst die Motivation bei der zweiten und dritten Messung nachlässt, da das Studiendesign keine erneute verbale oder visuelle Motivation vorsah.

Bisherige Studien zeigten, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen Einzelmessungen auftreten, sofern dem Probanden eine ausreichende Erholungsphase von 30 s bis 120 s zwischen den Messungen zugestanden wird (Chaffin, et al., 1975; Mathiowetz, et al., 1984). Bei der hier vorliegenden Studie erfolgte diese Ruhephase erst nach jedem Messzyklus. Innerhalb des Messzyklus wurde jeweils nur zehn Sekunden pausiert. Dieses Pausenintervall ist folglich zu kurz um die Muskulatur erneut mit derselben Kraft über fünf Sekunden zu belasten.

Anhand der Daten von Kamimura und Ikuta lässt sich der Kraftverlust im Verlauf einer Messung bis zur zehnten Sekunde sehr gut nachvollziehen. Nach fünf Sekunden Anstrengung für die Maximalkraft sind nur noch 82 % bis 87 % der Kraft vorhanden und nach der neunten Sekunde lediglich noch 71 % bis 77 % (Kamimura & Ikuta, 2001). Sind nun die Erholungspausen zu kurz gewählt, fällt auch die erneut aufzubringende Maximalkraft im ähnlichen Umfang ab, wie bei durchgehender maximaler Haltearbeit, wie sie in der Studie von Kamimura und Ikuta geleistet wurde. Watanabe et al. bestätigten die Feststellung, dass bei kontinuierlichen Messungen die Kraft frühzeitig abfällt, wohingegen sie ausreichend reproduzierbar ist, wenn sechzig Sekunden Pause zwischen einzelnen Messungen eingehalten werden (Watanabe, et al., 2005). Patterson und Baxter fanden bei der Untersuchung von dreizehn verschiedenen Muskelgruppen heraus, dass es bei einer nicht ausreichenden Erholung von fünf Sekunden im Vergleich zu einer sechzig Sekunden langen Pause zwischen den Aufnahmeintervallen zu einer Abnahme der Maximalkraft um ca. 4 % kommt (Patterson & Baxter, 1988).

Dennoch wurden auch beim Vergleich der Messwerte innerhalb eines Tages nur geringe Variationskoeffizienten gefunden. Diese entsprechen in etwa denen, der Auswertung zwischen den einzelnen Untersuchungstagen (siehe Abschnitt 6.2.5) und sind somit auch kongruent zu denen in der Literatur gefundenen Ergebnissen.

Erneut wird auffällig, dass sich der Variationskoeffizient bei beiden Messgeräten kaum unterscheidet, aber die Koeffizienten der Maximalkraft etwas geringer ausfallen, als bei der Durchschnittskraft (siehe auch Abschnitt 6.2.7).

Aufgrund der individuellen Variabilität ist somit für den Praxisgebrauch die Empfehlung auszusprechen, einen Messzyklus weiterhin aus drei Einzelmessungen bestehen zu lassen, allerdings auch Pausen von 30 s bis 120 s zwischen diesen Messungen einzuhalten. Die Ergebnisse sollten anschließend gemittelt werden, um einen aussagekräftigen Referenzwert des jeweiligen Probanden zu erhalten (Warwick, et al., 2009). Wichtig ist dieses einheitliche Procedere vor allem, wenn die Werte von Probanden oder Patienten mit Referenzwerten aus anderen Studiendesigns verglichen werden.

6.2.7 Durchschnittskraft im Vergleich zur Maximalkraft

In bisherigen Studien finden sich kaum Ergebnisse von Durchschnittskräften. Der Hauptgrund dafür liegt in der technischen Entwicklung. Denn viele ältere Dynamometer basieren auf einer skalierten Anzeige, bei der beim Sistieren der Kraft entweder gleich der Zeigerausschlag zurück ging oder die Maximalkraft fixiert wurde. Eine Durchschnittskraft, beispielsweise über die mittleren drei Sekunden konnte nicht ermittelt werden.

Mit der Einführung elektronisch erfassender Messsysteme wurde die Datenaufnahme von Durchschnittskräften möglich. Dennoch existieren weiterhin nur wenige Studien, die Aussagen über Durchschnittskräfte tätigen. Nordenskiöld und Grimby untersuchten die Durchschnittskraft über 10 s und fanden, dass diese 83 % bis 85 % der Maximalkraft beträgt (Nordenskiöld & Grimby, 1993). Kamimura und Ikuta notierten die Kräfte, die nach jeder Sekunde aufgebracht wurden. Die gemittelte Durchschnittskraft von Sekunde 1 bis 4 beträgt 93 % bis 97,4 % der von diesen Werten notierten Maximalkraft. Sie berichten weiterhin von einer typischen Kraft-Zeit-Kurve, mit einem frühzeitigen Peak (durchschnittlich nach $1,1 \text{ s} \pm 0,5 \text{ s}$) und anschließendem langsam abfallendem Verlauf (Kamimura & Ikuta, 2001).

Auch in dieser Studie wurde die Durchschnittskraft untersucht. Es konnte zunächst eine sehr hohe lineare Korrelation mit Korrelationskoeffizienten zwischen 0,991 und 0,993 gefunden werden. Es stellte sich zudem heraus, dass die gemittelte Durchschnittskraft eines drei Sekunden-Intervalls 89 % bis 90 % der Maximalkraft beträgt. Somit werden die bisherigen Erkenntnisse unterstützt. Weiterhin fielen die Werte für diese Kraft variabler aus, als für die Maximalkraft (siehe Absatz 6.2.1, 6.2.5 und 6.2.6). Auch Irwin und Sesto stellten fest, dass die Maximalkraft häufig konsequenter ist als die Durchschnittskraft und bestätigten damit die bisher vorherrschende Meinung (Irwin & Sesto, 2010). Es scheint schwieriger zu sein über fünf Sekunden seine Maximalkraft zu halten, als einmalig dieselbe Maximalkraft wieder zu erreichen. Dies könnte im Muskelaufbau der Hand- und Armmuskulatur begründet sein, da sie durch ihren Faseraufbau nicht als Haltemuskulatur ausgelegt sind, sondern vielmehr dazu dienen kurzfristig Kraft aufzubrin-

gen. Eine Halteperiode in der Maximalkraft erfordert folglich große Konzentration und dennoch sind größere Schwankungen möglich.

Insgesamt muss festgehalten werden, dass die Maximalkraft sehr hoch mit der Durchschnittskraft korreliert. Für die klinische Anwendung ist folglich wichtig, dass definiert wird mit welcher Größe zu arbeiten ist. Zur besseren Vergleichbarkeit wäre jedoch empfehlenswert sich auf eine Größe zu einigen. Hierfür bietet sich die Maximalkraft an.

6.2.8 Maskenauswertung

Im folgenden Kapitel werden hauptsächlich die Auswertungen mittels Masken und kurzen deren Generierung beschrieben. Es ist hervorzuheben, dass die Methode zur Erfassung der einzelnen Maskenfelder am Anfang ihrer Entwicklung steht. Diese wurden anhand einer Abschätzung des Verlaufs einzelner Handareale manuell eingezeichnet. Als Orientierung während der Messung halfen dabei das aufgezeichnete Video sowie die eingescannten Handabdrücke. Eine exakte anatomische Unterteilung in die einzelnen Handregionen war nicht möglich. Daher wurde es nicht als zielführend angesehen, statistische Auswertungen hinzuzuziehen. Es wurde sich darauf beschränkt, Tendenzen zu beschreiben. Es ist demzufolge erforderlich weitere Studien auch über einen längeren Beobachtungszeitraum anzulegen, um die hier aufgestellten Schlussfolgerungen zu verifizieren.

6.2.8.1 Vergleich dominante und nicht dominante Hand

Die absolut erzielten Kraftwerte unterscheiden sich, wenn jeweils die gleiche Zylindergröße zwischen dominanter und nicht dominanter Hand verglichen wird. Wie zu erwarten ist (siehe Kapitel 6.2.3.1), kann mit der nicht dominanten Hand weniger Kraft auf das Sensorsystem aufgebracht werden, als mit der dominanten Hand.

Interessant für die weitere Analyse der Masken sind vor allem die relativen Kraftwerte bezogen auf ihren Anteil, den sie zur Gesamthandkraft beitragen. Dabei wird auffällig, dass sich dieser Anteil zwischen dominanter und nicht dominanter Hand kaum unterscheidet. Ursächlich dafür werden die gleichen anatomischen Verhältnisse angesehen. Das wurde zum Anlass genommen, in der weiteren Auswertung auf die Unterteilung in dominante und nicht dominante Hand zu verzichten und die Daten zusammenzufassen. Dadurch verdoppelt sich der Datensatz, der zur Analyse der einzelnen Handregionen beiträgt. Daher haben Fehler aus Einzelmessungen weniger Einfluss auf die Ergebnisse, als sie dies bei einem geringeren Datensatz hätten. In Abschnitt 6.1.2 wurde bereits ausführlich über diese Fehlerquelle diskutiert. Eine Zusammenfassung der Daten zwischen dominanter und nicht dominanter Hand ist folglich sinnvoll, um aussagekräftigere Ergebnisse zu erhalten.

6.2.8.2 Zusammensetzung der Handkraft

Bisherige Studien beschäftigten sich seit langer Zeit immer wieder mit der Thematik, welcher Finger, wie viel zur Handkraft beiträgt. Ejeskär und Ortengren, Amis und Gurram et al. sind nur beispielhaft zu nennen (Ejeskär & Ortengren, 1981; Amis, 1987; Gurram, et al., 1995). Die Forschung der Griffverteilung während des Kraftgriffes ist wichtig für die Gestaltung von Handgriffen bei Alltagsgegenständen und insbesondere bei Werkzeugen, um eine effiziente, wie auch gesundheitsschonende Arbeitsweise zu ermöglichen (Li, 2002; Kong, et al., 2005). Weiterhin können bei Abweichungen des Normgriffes Hinweise auf diverse systemische oder lokale Muskel- oder Nervenerkrankungen gewonnen werden (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993; Li, 2002). Zudem kann die Kraftverteilung Aufschluss über einen Therapieverlauf geben (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993). Die Bedeutung einer solchen Methode ist lange bekannt. Allerdings wurden mit bisherigen Messmethoden meist nur Aussagen über die isolierten Fingerkräfte getätigt. Die Handballen und der Daumen sind häufig nicht erfasst worden.

Dabei wird in dieser Studie deutlich, dass beim Kraftgriff um einen Zylinder, unabhängig von dessen Umfang, zirka ein Viertel bis ein Drittel der Handkraft von den Handballen erzeugt wird. Abhängig vom Zylinderumfang ist jedoch, ob die Kraft eher vom Thenar oder eher vom Hypothenar erzielt wird. Der Hypothenar trägt mehr zur Gesamtkraft bei dem kleineren Zylinder bei, während der Thenar bei dem großen Zylinder mehr als doppelt so viel Kraft aufbringt als der Hypothenar.

Weiterhin sind bei den kleinen und mittleren Zylindern Zeige-, Mittel- und Ringfinger maßgeblich an der Kraft beteiligt. Bei dem großen Zylinder trägt zusätzlich der Daumen einen großen Anteil zur Gesamtkraft bei. Somit sinkt der prozentuale Anteil der Langfinger an der Gesamtkraft mit zunehmender Zylindergröße.

Die Daten decken sich mit den von Kong und Lowe beschriebenen Erkenntnissen. Sie fanden heraus, dass der Mittelfinger seine maximale Kraft bei 30 mm Zylinderdurchmesser aufbringen kann, während dies für alle anderen Langfinger bei einem Durchmesser von 25 mm gilt. Mit zunehmender Zylindergröße beschreiben sie ebenfalls einen kontinuierlichen Kraftverlust (Kong & Lowe, 2005).

Zudem können Gemeinsamkeiten mit den Ergebnissen von Rossi et al. aufgezeigt werden. Auch bei ihrem Datensatz zeigt sich, dass die Handfläche unabhängig von der Zylindergröße die Hauptrolle zur Kraft beiträgt und der Anteil der Daumenkraft mit zunehmender Zylindergröße bedeutender wird. Hier muss allerdings auf die unterschiedliche Einteilung der Handregionen zu dieser Studie Rücksicht genommen werden. Bei der Studie von Rossi et al. besteht die Daumenregion aus der distalen und proximalen Phalanx sowie der Thenarregion. Die Handfläche ist definiert als die Hypothenarregion sowie die Regionen über den Metacarpalköpfchen. Dennoch, in beiden Studien kann

eine Verschiebung der Kraft erzeugenden Areale nach radial mit zunehmender Zylindergröße beschrieben werden (Rossi, et al., 2012).

Ursächlich hierfür könnte eine Verschiebung der Gegenkraft für die Langfinger sein. Während beim Griff um einen kleinen Gegenstand die Hand so anliegt, dass beide Handballen das Widerlager gegen die Langfinger bilden, ist es beim Griff um einen großen Gegenstand anders. Die Hand öffnet sich und versucht mit der gesamten Handspanne den Gegenstand zu umgreifen. Folglich dienen als Resistenz der Langfinger vor allem der Daumen und der Thenar. Dem Hypothenar fehlt eine Gegenkraft, sodass dieser Bereich der Hand bei den großen Zylindern weniger Kraft zur Gesamtkraft beiträgt.

Auch Kong und Lowe berichteten von diesem Phänomen. Kleinere Griffe können in ihrer Gesamtheit umfasst werden, sodass die Finger mit der restlichen Hand effektiv gegeneinander wirken können. Bei Erhöhung des Greifumfanges sinkt einerseits die Wirksamkeit der Erzeugung von Gegenkräften, andererseits verlieren die Finger ihre mechanischen Hebelvorteile aufgrund der abnehmenden Beugung (Kong & Lowe, 2005).

Weiterhin berichteten auch Irwin et al. über Griffkraftmerkmale, die sich mit Erhöhung der Zylindergröße verändern. Sie bestätigten die hier gefundene Erkenntnis, dass sich die Druckzentren bei zunehmendem Zylinderdurchmesser nach radial verschieben (Irwin, et al., 2015).

6.2.8.3 Vergleich der Langfinger zwischen den Zylindergrößen

Aus den in den Abschnitten 6.2.4 sowie 6.2.8.2 genannten Gründen sinken die absoluten Kraftbeiträge deutlich, wenn die Zylindergröße ansteigt. Insgesamt wird zirka die Hälfte bis zwei Drittel der Gesamthandkraft von den Langfingern erzeugt.

In dieser Studie wird zudem erkenntlich, dass bei steigender Zylindergröße der prozentuale Anteil der Kraft des Zeigefingers und des kleinen Fingers an der Gesamtkraft verliert, während der Mittel- und Ringfinger sich relativ konstant verhalten, mit nur einer geringfügig abfallenden Tendenz.

Werden die einzelnen Langfingerkräfte in Bezug auf die Langfinger Gesamtkraft untersucht (siehe Abbildung 52), wird beim Zeigefinger und dem kleinen Finger eine abfallende Tendenz festgestellt, während die Bedeutung des Mittelfingers geringfügig zunimmt. Der Ringfinger schwankt um einen mittleren Beitrag von ca. 24 %. Diese Auswertung ist zum Vergleich mit früheren Studien erforderlich, weil bei den wenigsten Studien die Fingerkräfte auf die Gesamthandkraft bezogen werden, sondern vielmehr die Langfinger gesondert betrachtet werden.

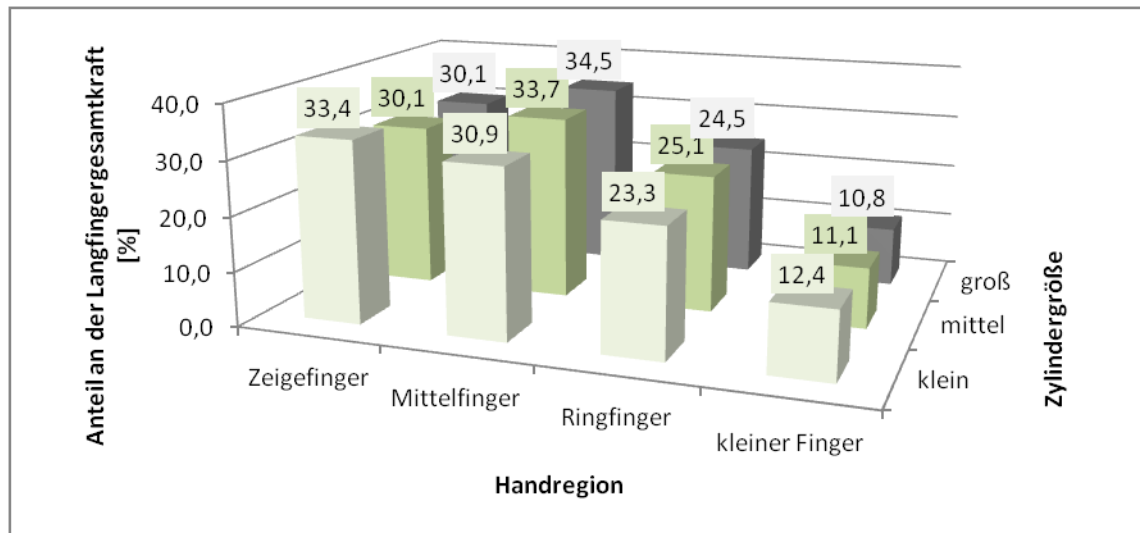


Abbildung 52: Anteil der Einzelfinger an der Langfingeresamtkraft in Abhängigkeit von der Zylindergröße

Rossi et al. stellten einen zunehmenden Kraftanteil des Zeigefingers und einen abnehmenden Anteil des kleinen Fingers fest, je größer der Zylinder gewählt wurde (Rossi, et al., 2012).

Kong und Lowe fanden in ihren Studien hingegen mit steigender Zylindergröße eine leicht ansteigende Tendenz des Zeigefingers (23,3 % bis 27,1 %) und eine leicht abfallende für den Ringfinger (29,8 % bis 23,5 %). Der Kleinfingerbeitrag verhielt sich bei 12 % bis 13 % über die Zylindergrößen konstant mit der Ausnahme der kleinsten Zylindergröße von 25 mm, dort war der Wert einmalig erhöht. Der Mittelfingerbeitrag steigt laut ihren Studien mit zunehmender Zylindergröße von 26,2 % auf maximal 38,5 % an. Es muss allerdings bedacht werden, dass auch Kong und Lowe lediglich Tendenzen beschreiben, die sie über einer Änderung des Zylinderdurchmessers von 25 mm bis 50 mm in 5 mm Intervallen beobachtet haben (Kong & Lowe, 2005). Das entspricht den in dieser Studie verwendeten kleinen und mittleren Zylindern (100 mm Umfang entsprechen 31,83 mm Durchmesser und 150 mm Umfang entsprechen 47,75 mm Durchmesser). Insgesamt kann festgestellt werden, dass sich die Ergebnisse für den Mittelfinger und den kleinen Finger sehr gut decken. Kleinere Abweichungen werden bei dem Zeige- und dem Ringfinger gefunden, insofern, dass Kong und Lowe dem Zeigefingers weniger Bedeutung beimessen und dem Ringfinger dafür etwas mehr.

Kleinere Differenzen zwischen den drei Studien können durchaus mit veränderten Griffpositionen begründet werden, wie Rossi et al. bereits herausstellten (Rossi, et al., 2012).

In Tabelle 19 sind Daten aus der Literatur hinsichtlich des prozentualen Anteils der einzelnen Fingerkräfte zur Gesamtheit der Langfingerkraft aufgeführt und mit den in dieser Studie gewonnenen Ergebnissen verglichen. Dazu wurden die oben aufgeführten Werte

über die drei Zylindergrößen gemittelt und in der ersten Datenzeile der Tabelle vermerkt.

Tabelle 19: Vergleich der einzelnen relativen Fingerkräfte [%] in Bezug auf die Gesamtheit der Langfingerkraft zwischen Noveldaten und Daten aus der Literatur (ZF = Zeigefinger, MF = Mittelfinger, RF = Ringfinger, kF = kleiner Finger)

Datenquelle	ZF	MF	RF	kF
Ergebnisse mittels Novel-Gerät	31,2	33,0	24,3	11,4
Kong und Lowe 2005	24,9	34,8	26,5	13,8
Li 2002	32,2	32,6	23,5	11,7
Keller et al. 2001	31,0	29,5	22,2	17,3
Talsania und Kozin 1998	25,0	35,0	26,0	15,0
Radhakrishnan & Nagaravindra 1993	31,0	33,0	22,0	14,0
Amis 1987	30,0	30,0	22,0	18,0
Hazelton et al. 1975	25,4	33,9	25,2	15,2

Allerdings gibt es einige Einschränkungen in der bisherigen Literatur, die zu verstehen sind, wenn die Studiendesigns detaillierter betrachtet werden.

Hazelton et al. untersuchten die distalen und mittleren Phalangen der einzelnen Finger in fünf verschiedenen Handgelenkspositionen. Sie beschrieben einen Einfluss der Handgelenksposition auf die absoluten Kräfte. Die Kraftverteilung der Finger an der Gesamtkraft blieb unabhängig von der Handgelenksposition relativ konstant. Gemessen wurden die Daten in einer Phalangenebene von allen vier Langfingern gleichzeitig (Hazelton, et al., 1975). Ein Langfinger besteht jedoch aus mehr als zwei Phalangen. Außerdem entstehen ungenaue Ergebnisse durch die Messung von jeweils einer Phalangenebene in mehreren Versuchen. Hierbei wurde von der Voraussetzung ausgegangen, dass die Gesamtkraft beider Fingerglieder, die Summe aus den einzeln getesteten Fingergliedkräften ist. Das ist sehr unwahrscheinlich, da die Konzentration auf der Kraftaufbringung von nur einer Phalangenebene liegt und sich nicht auf die gesamte Fingerfläche aufteilt.

Amis untersuchte die maximalen Fingerkräfte, die auf einen Zylinder wirken, der distalen, mittleren und der proximalen Phalangen. Er beschrieb einen Abfall der absoluten Fingerkräfte mit zunehmender Zylindergröße. Die relativen Fingerbeiträge änderten sich jedoch nicht signifikant bei unterschiedlichen Größen des Zylinders. Die Messung

der Griffstärke der einzelnen Finger erfolgte bei Amis in vier aufeinanderfolgenden Untersuchungen mit jeweils einem Finger, unter der Annahme, dass in den vier Versuchen die Fingerkräfte gleich seien (Amis, 1987; Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993; Irwin, et al., 2013). Auch das führt aus den oben genannten Gründen zu ungenauen Ergebnissen, die durchaus erklären, weshalb Amis einen deutlich höheren Kraftbeitrag des kleinen Fingers feststellte als es in aktuelleren Studien der Fall ist. Hinzu kommen durch die mehrfachen Versuche ebenfalls Einflüsse durch Ermüdungseffekte sowie Motivationsverlust mit Fortschreiten des Studienablaufes, die mit einem Kraftverlust einhergehen können.

Radhakrishnan und Nagaravindra haben daher eine Methode angewandt, um die 12 Phalangenkräfte (distale, mediale und proximale Phalangen) der vier Langfinger gleichzeitig zu messen. Getestet wurde auch hier der Griff um einen Zylinder mit je 12 Messpads für die einzelnen Phalangen, die den Druck mittels Dehnungsmessstreifen registrierten. Einschränkungen dieser Studie sind die geringe Probandenzahl (20 Teilnehmer) und, dass die Probanden während des Testes standen (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993). Über die optimalen Messbedingungen wurde bereits ausführlich im Abschnitt 6.1.2 diskutiert. Weiterhin liegt nicht, wie in dieser Studie, die gesamte Phalanx den Messpads auf, sondern lediglich die hauptsächlich den Druck erzeugenden Areale. Die Griffhaltung ist dadurch stark eingeschränkt, was zu Abweichungen von einer selbst gewählten Griffposition und somit zu einer gewissen Umverteilung der krafterzeugenden Areale führen kann (Sinsel, et al., 2016). Zudem beschreiben Kong und Lowe Unzulänglichkeiten des Messsystems zur Quantifizierung der Finger- und Phalangenkraft für eine Vielzahl von Griffformen (Kong & Lowe, 2005). Dennoch sind die von Radhakrishnan und Nagaravindra gefundenen Ergebnisse gut mit den hier gewonnenen Erkenntnissen vergleichbar.

Keller et al. untersuchten die distalen Phalangenkräfte bei unterschiedlichen Handgelenksstellungen. Mit 5 gesunden Probanden ist auch hier die Zahl der Teilnehmer nicht repräsentativ. Zudem diente die Studie vielmehr zur Verdeutlichung ihres Messinstrumentes, dem "Dynamic Grasping Assessment System" als zur Etablierung von Messdaten (Keller, et al., 2001). Eine Evaluation seines Messgerätes wurde bei der Literaturrecherche nicht gefunden. Die hohe Kraft des kleinen Fingers kann durch die isolierte Messung der distalen Phalanx und Gleichsetzung mit der Gesamtfingerkraft zustande kommen (siehe Abschnitt 6.2.8.4).

Ejeskär und Ortengren kamen bei ihren Messungen ebenfalls zu dem Schluss, dass der Mittelfinger am meisten zur Handkraft beiträgt, gefolgt vom Zeigefinger, vom Ringfinger und zuletzt vom kleinen Finger (Ejeskär & Ortengren, 1981).

Zong-Ming Li untersuchte neun gesunde Probanden in einer freiwillig gewählten Handgelenksposition und fand nahezu identische Daten, wie die hier vorliegenden. Weiterhin

fand er in einer dynamischen Untersuchung heraus, dass die Handgelenksposition einen Einfluss auf das Kraftverteilungsmuster der Fingerkräfte hat (Li, 2002).

Insgesamt kann zusammengefasst werden, dass bei den bisherigen Studien oftmals nicht die gesamte anliegende Fingerkraft gemessen wurde. Häufig wurde die distale Phalanx der Einzelfingerkraft gleichgesetzt. Es ist korrekt, dass diese den größten Teil der Fingerkraft ausmacht. Allerdings nimmt die Bedeutung der distalen Phalanx vom Zeigefinger bis zum kleinen Finger zu (siehe Abschnitt 6.2.8.4). Daher ist es fehlerhaft die distale Phalanx der Gesamtfingerkraft gleichzusetzen. Die Fingerkraft besteht aus der Kraft über den distalen, mittleren und proximalen Phalangen sowie der Kraft über dem Metakarpalköpfchen. Weiterhin muss bedacht werden, dass bei den bisherigen Messmethoden oftmals nur die hauptsächlich den Druck erzeugenden Areale der Fingerglieder den Messpads anliegen (Lee & Rim, 1991). So können verfälschte Werte entstehen, wenn die Messsensoren zu klein gewählt werden oder verrutschen. Der Vorteil einer Sensormatte, die den gesamten Zylinder umschließt und in viele kleine aneinandergrenzende Sensoren unterteilt ist, scheint daher sinnvoll, um genauere Ergebnisse zu erzielen. Allerdings muss bedacht werden, dass die Fingerdimensionen und einzelnen Masken für die Fingerglieder in dieser Studie lediglich abgeschätzt wurden, was ebenfalls fehlerbehaftet ist.

Eine andere Messmethode, um die gesamte Fingerkraft zu verifizieren, könnte mittels Sensorhandschuh erfolgen. Der Vorteil gegenüber dem hier getesteten System wäre die exakte Abgrenzung der einzelnen Finger. Doch auch bei den einzelnen Fingergliedern müsste für jede Hand eine individuelle Anpassung erfolgen, was wirtschaftlich nicht vertretbar wäre. Oder die einzelnen Fingerglieder müssten wie in der hier vorliegenden Studie abgeschätzt werden. Jede Hand ist individuell, die eine ist breiter, die andere länger. Durch einen nicht genau passenden Handschuh kann es zu Schwankungen bei den Messergebnissen kommen. Weiterhin kann der Handschuh mit seinen eingelassenen Sensoren die Wechselwirkung zwischen der Hand und dem Griff beeinflussen, was wiederum die Griffverteilung beeinflussen kann (Kong & Lowe, 2005; Irwin, et al., 2013; Sinsel, et al., 2016). Kong und Lowe entschieden sich dennoch für eine Untersuchung mittels Sensorhandschuh. Insgesamt verwendeten sie sechs verschiedene Handschuhgrößen (Kong & Lowe, 2005). Auch hier wäre ein Verrutschen der Sensoren über den Fingergliedern möglich. Zudem deckt ein Sensor, der sich an einen Handschuh befindet, nicht die gesamte Kontaktfläche ab. Das Druckzentrum wurde in der Mitte der Phalanx angenommen (Sinsel, et al., 2016). Wie oben beschrieben, waren die Ergebnisse dennoch in etwa vergleichbar. Allerdings muss erwähnt werden, dass sich auch in ihrer Studie lediglich Messsensoren in den Phalangen des Sensorhandschuhs befanden. Folglich wurde auch hier nicht die gesamte Handkraft aufgezeichnet.

6.2.8.4 Einfluss der einzelnen Fingerglieder in Bezug auf die Gesamtkraft des entsprechenden Fingers

In diesem Abschnitt wird die Kraftverteilung der einzelnen Phalangen auf die Gesamtkraft des entsprechenden Fingers diskutiert.

Übereinstimmend mit den Erkenntnissen von Amis, Radhakrishnan und Nagaravindra sowie McDowel et al. haben auch in dieser Studie die distalen Fingerglieder den größten Einfluss auf die Handkraft (Amis, 1987; Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993; McDowell, et al., 2012). Ein Grund hierfür ist in den anatomischen Verhältnissen zu finden, da der *Musculus flexor digitorum profundus* an diesem Fingerglied ansetzt. Er ist neben dem *Musculus flexor digitorum superficialis*, der an der mittleren Phalanx ansetzt, maßgeblich an der Kraftaufbringung, insbesondere der Fingerkräfte beteiligt (Radhakrishnan & Nagaravindra, 1993; Hogrel, 2015). Kaufmann et al. bestätigten die Effektivität in Hinblick auf die jeweiligen Ansatzstellen der beiden langen Fingerflexoren in einem in-vivo Experiment (Kaufmann, et al., 2007).

In der bisherigen Literatur werden jedoch oftmals nur die Fingerglieder verschiedener Finger zusammengefasst und als systematische Einheit ausgewertet.

So berichteten auch Kong und Lowe von dem größten Einfluss der distalen Phalanx auf die Fingerkraft, gefolgt von der medialen, der proximalen und schließlich der metacarpalen Phalanx (siehe Tabelle 20). Es zeigt sich, dass die Ergebnisse gut zusammenpassen, denn es muss berücksichtigt werden, dass Kong und Lowe vor allem kleinere Zylinderdurchmesser untersucht haben im Vergleich zu der hier vorliegenden Studie. Auch sie beobachteten den Effekt, je größer der Zylinderdurchmesser wird, desto mehr verlagern sich die krafterzeugenden Areale nach distal (Kong & Lowe, 2005). Diese Erkenntnis kann hier bestätigt werden. Mentzel et al. kamen mit ihren Studien ebenfalls zu diesem Schluss (Mentzel, et al., 2011). Kong und Lowe begründeten das mit der sinkenden Wirksamkeit der erzeugten Gegenkräfte der Phalangen bei zunehmender Zylindergröße, insbesondere bei den metakarpalen Phalangen (Kong & Lowe, 2005). In dem in-vivo Experiment von Kaufmann et al. wurde ebenfalls gefunden, dass je gestreckter der Finger war, desto effektiver war der *Musculus flexor digitorum profundus* und somit das distale Fingerglied, während bei kleinen Griffen der *Musculus flexor digitorum superficialis* am effektivsten war (Kaufmann, et al., 2007).

Tabelle 20: Vergleich der Einflussnahme [%] der gemittelten zusammengefassten Phalangen in Bezug auf die Fingergesamtkraft

Datenpool	distale Phalanx	mediale Phalanx	proximale Phalanx	metacarpale Phalanx
Novel	54,4	20,5	13,7	11,4
Kong und Lowe	41,6	23,7	19,0	15,7

In der Literaturrecherche wurde allerdings keine Arbeit gefunden, welche die Fingerglieder jedes Fingers beim Kraftgriff um einen Zylinder einzeln bewertet. Dass die Phalangen der einzelnen Langfinger unterschiedlichen Einfluss auf die jeweilige Fingerkraft ausüben, wird in dieser Studie deutlich. Diese Erkenntnis ist wichtig, um Krankheitsverläufe und Rehabilitationserfolge besser beurteilen zu können.

Es ist festzustellen, dass das Endglied des kleinen Fingers mehr zur Gesamtfingerkraft beiträgt als beim Ringfinger. Bei diesem wiederum ist die Endphalanx bedeutender als bei dem Mittelfinger und bei dem Zeigefinger.

Beim Greifgriff steht der Daumen durch die Handgeometrie vor allem den ersten beiden Langfingern gegenüber. Folglich liegen diese mit sämtlichen Phalangen an dem Gegenstand an. Da der kleine Finger kürzer ist, liegt er beim Greifen eines zylindrischen Elementes meist nur mit der Endphalanx an. Täglich werden zylindrische Gegenstände, beispielsweise Gläser gegriffen und der Greifgriff so trainiert. Dem Effekt des größeren Einflusses der Endphalanx zur jeweiligen Fingerkraft bei den ulnar gelegenen Fingern könnte also eine Kombination aus ungünstiger Handgeometrie für die restlichen Fingerglieder und zusätzlich dem daraus resultierendem mangelndem Training für diese Phalangen zugrunde liegen.

Dieser Effekt erklärt auch, warum sich bei den restlichen Fingern die Krafterzeugung auf die einzelnen Fingerglieder gleichmäßiger verteilt, je weiter radial sie liegen. Besonders deutlich wird das bei dem kleinen Zylinder. Bei den größeren Zylindern verschiebt sich diese Verteilung wiederum durch die Verschiebung der Gegendruck erzeugenden Areale.

Das Areal über dem Metakarpalköpfchen trägt vor allem bei dem Zeigefinger und dem kleinen Finger wesentlich zur Gesamtfingerkraft bei. Vermutlich ist dies zur Stabilisierung des Griffes wichtig, denn diese zwei Areale umrahmen mit dem Thenar und dem Hypothenar die Hohlhand.

6.3 Zweiter Teil: Patienten

6.3.1 Handkraft gesamt: Vergleich gesunder mit operierter Extremität

Bei diesem Teil der Arbeit ging es um ein Patientenkollektiv von 25 Probanden mit einer operativ versorgten Radiusfraktur im Sinne einer Pilotstudie. Es wurde die Kraft und die Kraftverteilung acht bis zwölf Wochen postoperativ untersucht. Wie in Abschnitt 6.2.7 dargestellt, reicht die Untersuchung entweder der Maximal- oder der Durchschnittskraft aus, um aussagekräftige Ergebnisse zu bekommen. Es wurde sich daher in diesem Kapitel auf die Auswertung der Maximalkraft beschränkt.

Insgesamt wurde herausgefunden, dass die Kraft der operierten Hand deutlich schwächer ist, als die der gesunden Hand.

In der aktuellen Klinik und Wissenschaft stellt dieser Fakt jedoch keine Neuheit dar. Die Griffkraft trägt einen bedeutenden Teil im 'Mayo-Wrist-Score' (Souer, et al., 2008) sowie zum 'Sarmiento modifizierten Score nach Gartland and Werley' zur Beurteilung des Outcomes nach Verletzungen der oberen Extremität bei (Slutsky, 2013).

Arora et al. stellten bei der Untersuchung von 112 Patienten durchschnittlich 15 Monaten postoperativ nach der Versorgung mit einer winkelstabilen Platte einer instabilen distalen Radiusfraktur eine Differenz in der Handkraft von 27 % zwischen der operierten und der gesunden Hand fest (Arora, et al., 2007). Frank et al. fanden in ihrer Studie nach 12,7 Monaten eine Differenz von 19 % im Seitenvergleich (Frank, et al., 2010). Ähnlich stellten sich die Ergebnisse von Mehling et al. mit einer Seitendifferenz von 15 % nach durchschnittlich 9,6 Monaten postoperativ dar (Mehling, et al., 2007). Dem Gegenüber stellte Espen einen Kraftverlust der operierten Extremität von 15 % nach 28 Monaten fest (Esen, 2003). Aus den Untersuchungen von Karantana et al. gehen ebenso eine Kraftdifferenz zwischen kranker und gesunder Extremität nach einer Plattenosteosynthese von 60 % 6 Wochen postoperativ sowie 35 % 12 Wochen postoperativ beziehungsweise 5 % 12 Monate postoperativ hervor (Karantana, et al., 2013). Diese Studien stehen trotz geringer Differenzen untereinander (teilweise hervorgerufen durch die unterschiedlichen postoperativen Untersuchungszeiträume sowie verschiedene distale Radiusfrakturen nach der AO-Klassifikation) im Einklang mit den hier gefundenen Kraftabfall zwischen gesunder und kranker Extremität von durchschnittlich 52 - 57 %.

Den größten Einfluss auf die postoperative Verminderung der Handkraft haben die bei Belastung noch auftretenden Schmerzen (Nitschke, et al., 1999; Souer, et al., 2008). Ein weiterer vorstellbarer Grund, warum die Kraft abgeschwächt sein könnte, ist eine Ruhigstellung bzw. Teilbelastung mehrere Wochen postoperativ. Die Muskeln werden

nicht mehr trainiert und dadurch wird die Atrophie des Muskels begünstigt, wodurch die Kraft vermindert wird.

Komplikationen der Operation, wie beispielsweise eine Durchtrennung von peripheren Nerven, können ebenfalls eine Kraftminderung herbeiführen. Diese würden entsprechend des Ausmaßes der Schädigung in der Stärke variieren sowie eventuell Begleitsymptome, etwa eine Neuropathie hervorrufen.

Es ist auffällig, dass die im zweiten Teil dieser Studie ermittelte Durchschnittskraft der gesunden Hand deutlich geringer ist, als die im ersten Teil dieser Arbeit ermittelten Werte. Es wäre jedoch fehlerhaft diese Ergebnisse direkt zu vergleichen. Die operierten Patienten, die in dieser Studie untersucht wurden, waren deutlich älter als die gesunden Probanden. Zwar konnte im ersten Abschnitt keine signifikante Korrelation zwischen dem Alter des Patienten und der Handkraft nachgewiesen werden, jedoch ist in der Literatur die Abhängigkeit mehrfach bewiesen worden (siehe Abschnitt 6.2.3.7). Auch muss bedacht werden, dass die Auswahlkriterien der Probanden, die für die Evaluation des Zylindersystems rekrutiert wurden, wesentlich strenger gestellt wurden. Während bei einer systemischen Erkrankung, wie beispielsweise einem Tumorleiden, eine Teilnahme an dieser Studie im Abschnitt der Evaluation nicht möglich war, wurde hierauf bei der Testung der postoperativen Kraft und Kraftverteilung verzichtet. Grund dafür ist, dass dieser Abschnitt der Studie nicht darauf ausgelegt wurde, Patienten untereinander zu vergleichen, sondern lediglich zu prüfen, ob ein Unterschied zwischen gesunder und operierter Hand eines Patienten bei dem oben genannten Krankheitsbild zu verzeichnen ist. Folglich tragen zur Verminderung der Handkraft der gesunden Hand dieser Patientenauswahl im Vergleich zu den aufgestellten Referenzwerten von der repräsentativen Gruppe an Probanden vom ersten Teil dieser Studie die nachfolgenden Kriterien bei:

- höheres Lebensalter,
- Multimorbidität,
- ungleiches Verhältnis der Geschlechterverteilung innerhalb der Teilnehmer (4 Männer, 21 Frauen) und
- dass es sich bei der gesunden Hand zwar vorwiegend um die dominante Hand handelt, jedoch zählt bei 8 von 25 Patienten die nicht dominante Hand in die Werte der gesunden Handkraft mit ein.

Schon Berlin und Vermette wiesen darauf hin, dass die Kraft, die Patienten mit einer verletzten Hand aufbringen, nicht mit Normwerten von einer gesunden Population verglichen werden sollten, sondern vielmehr mit der Kraft, die sie mit ihrer gesunden Hand aufbringen können. Zugrunde legen sie die hohe Korrelation der Kraft zwischen beiden Händen (Berlin & Vermette, 1985).

6.3.2 Maskenauswertung

Abgebildet wird bei der Maskenauswertung die Verteilung der Kraft innerhalb der Hand.

Erneut müssen die bereits in den Absätzen 6.2.8 und 6.2.8.1 erläuterten Einschränkungen dieser Messmethode und deren Aussagekraft berücksichtigt werden. Es werden in diesem Kapitel daher nur Tendenzen beschrieben, die in weiteren Studien untersucht werden sollten.

In den folgenden Abbildungen sind die im Abschnitt 5.2.2.2 erläuterten Ergebnisse bildlich verdeutlicht. Die schwarzen Pfeile deuten die prozentualen Differenzen zwischen gesunder und kranker Extremität an. Die Länge der Pfeile symbolisiert hierbei die Stärke der Veränderung. Bei den nicht markierten Handregionen sind die Beiträge zur Gesamthandkraft zwischen gesunder und kranker Extremität annähernd konstant.

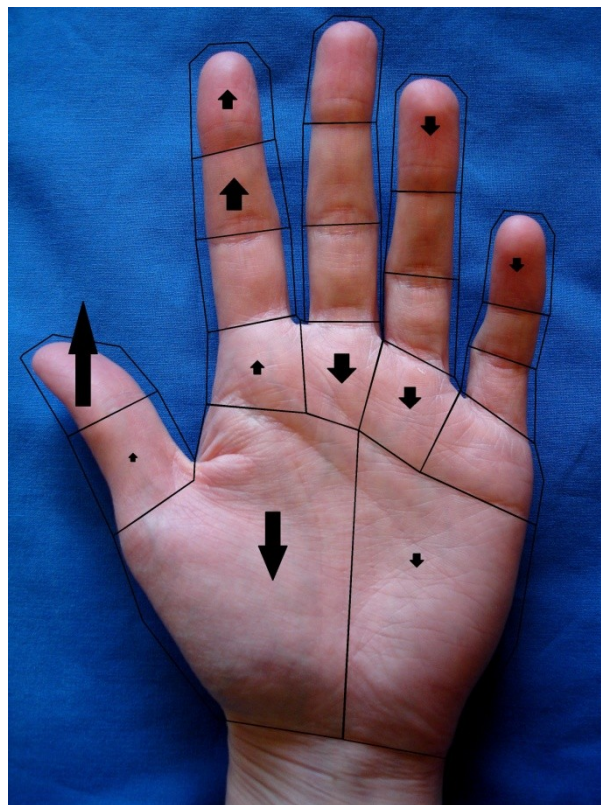


Abbildung 53: Veränderung der prozentualen Verteilung einzelner Handregionen im Bezug auf die jeweilige Gesamthandkraft von gesunder zu operierter Extremität bei dem kleinen Zylinder

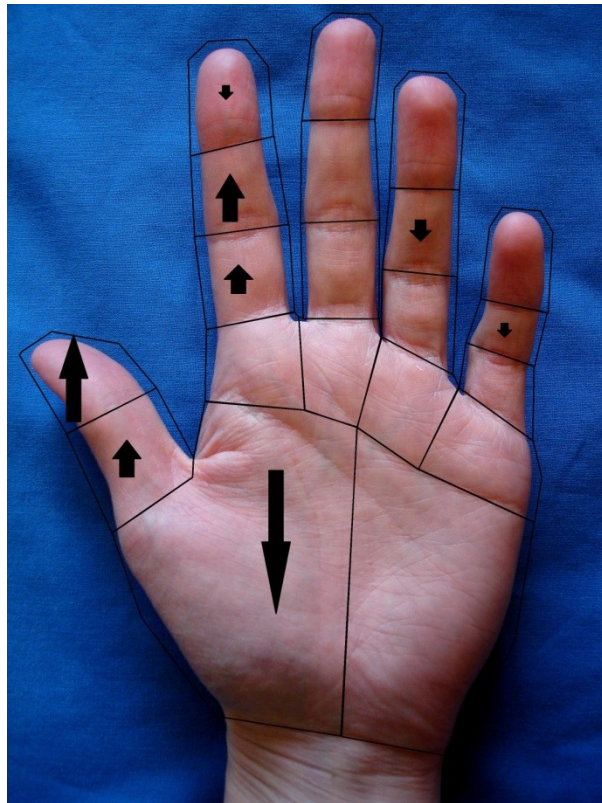


Abbildung 54: Veränderung der prozentualen Verteilung einzelner Handregionen im Bezug auf die jeweilige Gesamthandkraft von gesunder zu operierter Extremität bei dem mittleren Zylinder

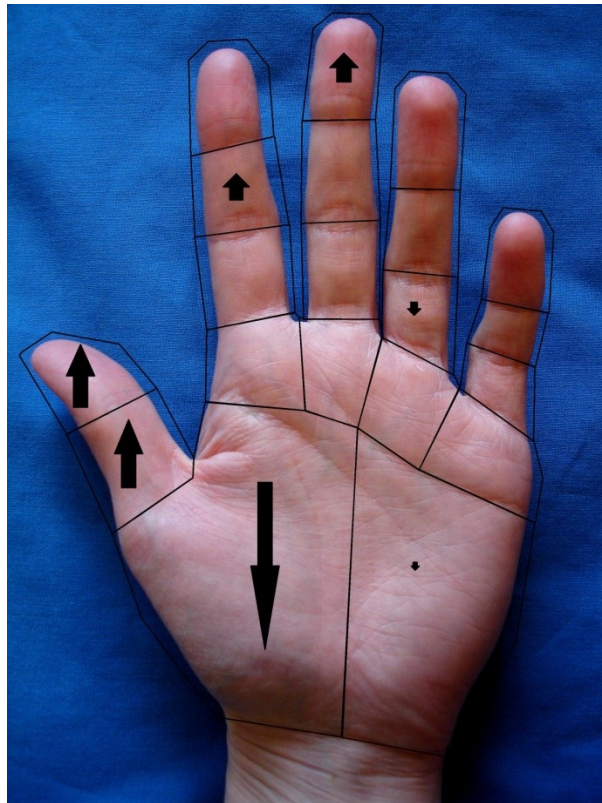


Abbildung 55: Veränderung der prozentualen Verteilung einzelner Handregionen im Bezug auf die jeweilige Gesamthandkraft von gesunder zu operierter Extremität bei dem großen Zylinder

Es stellte sich die Tendenz heraus, dass der Daumen zwar wie die gesamte Hand nach einer Verletzung des Radius an Kraft verliert, jedoch dieser nun im Verhältnis zur Gesamtkraft gesehen, eine größere Rolle einnimmt. Der Daumen trägt folglich nach einer operativ versorgten Radiusfraktur anteilig wesentlich mehr zur Gesamtkraft bei als bei gesunden Probanden. Im Gegenzug verliert der Handballen, insbesondere der Thenar, an Bedeutung.

Vor dem Hintergrund der Radiusfraktur wird deutlich, dass die Umverteilung der Kraft vor allem auf der lädierten radialen Seite stattfindet. Die Kräfte des Handballens werden nach distal verlagert. Die Vermutung, dass die Belastung der Handballen einen Schmerz auslösen kann, liegt folglich nahe. Es ist ersichtlich, dass der Thenar geschont und seine Funktion vom Daumen kompensiert wird.

Auffallend scheint darüber hinaus, dass sich die Belastungsverlagerung nach einer Läsion beim großen Zylindersystem deutlicher abbildet als bei den beiden kleineren Zylindern. Hierbei spielen wahrscheinlich erneut die unterschiedlichen Griffpositionen eine Rolle, welche im Abschnitt 6.2.8.2 erläutert wurden. Der Thenar trägt generell bei dem großen Zylinder mehr zur Handkraft bei als bei den kleinen Zylindern. Diese relative Umverteilung wird nach einer Verletzung des Radius noch deutlicher sichtbar. In der

Folge ist der Unterschied der Kraftänderung bei Daumen und Daumenballen beim großen Zylinder deutlich ausgeprägter.

Weiterhin wurden geringe Tendenzen der Kraftübertragung der einzelnen Langfinger auffällig, die vor allem von den distalen Segmenten beigetragen wurden. So kam es zu einer geringfügigen Radialverschiebung. Der Zeigefinger und abhängig von der Zylindergröße auch der Mittelfinger übernahmen bei der kranken Hand anteilig mehr Kraft. Der Ringfinger indes verlor etwas von seinem Kraftbeitrag.

Bei dem Griff um den kleinen Zylinder liegt der Daumen dem Zeigefinger gegenüber, während der Thenar dem Mittel- und Ringfinger gegenüber steht. Durch die oben beschriebene Umverteilung der kraftaufbringenden Areale nach distal werden auch in geringerer Ausprägung die Gegenkraft erzeugenden Areale beeinflusst. Folglich nimmt die Zeigefingerkraft zu, während die relative Kraft von Mittel- und Ringfinger sinkt.

Diesen Sachverhalt bestätigen auch die Ergebnisse der Untersuchungen am großen Zylinder. Durch Änderung des Griffes, indem der Daumen in eine abduzierte Oppositionsstellung gebracht wird, liegen die Fingerspitzen vor allem von Zeige- und Mittelfinger dem Daumen gegenüber, sodass die Gegenkraft sich nun auf diese beiden Fingerspitzen aufteilen kann.

Die Untersuchungen am mittleren Zylinder weisen Ergebnisse auf, die genau zwischen denen der beiden anderen Zylindern liegen. Das deutet auf eine Kombination der Handgriffe hin. Die angewendete Griffposition ist abhängig von der Handlänge.

Das Zylindermesssystem scheint erneut sehr zuverlässige plausible Ergebnisse zu liefern und kann daher für den Praxisgebrauch empfohlen werden.

Besonders relevant für die klinische Anwendung ist der Beitrag verschiedener Handregionen zur Gesamthandkraft und dessen Änderung nach Pathologien hinsichtlich der Einschätzung des Heilungsprozesses. Relativiert sich die Kraftentwicklung nach einer Radiusfraktur dahingehend, dass der Handballen wieder die entscheidende Rolle zur Handkraft beiträgt und der Daumen verliert an Anteil, den er zur Gesamtkraft beiträgt, so spricht dies für einen Genesungseffekt. Zur Verallgemeinerung dieser Aussage fehlen jedoch noch weitere Studien, die beispielsweise ein Patientenkollektiv bis zur vollständigen Regeneration mehrfach untersuchen, um herauszufinden, ob eine Normalisierung der Kraftverteilung tatsächlich erfolgt.

Weiterhin muss geklärt werden, ob der Grad der Umverteilung der Druckkraft Aussagen über die Schwere der Verletzung und eines frühzeitig abzuschätzenden Heilungsverlaufes erlaubt. Die Nachsorgeuntersuchungen können somit effektiver werden. Zudem wären beispielsweise auch frühzeitig Prognosen zur Entwicklung eines komplexen regionalen Schmerzsyndroms möglich.

7 Ausblick

Insgesamt kann festgehalten werden, dass das Zylindermesssystem die Handkraft genauso valide misst wie ein Jamar-Dynamometer. Es kann folglich im klinischen Alltag eingesetzt werden. Ein großer Vorteil gegenüber dem Dynamometer ist der unkomplizierte Erhalt der dynamischen Druckverteilung der Handkräfte, die in der Klinik bedeutend für die Krankheitsdetektion sowie den Krankheitsverlauf ist. Die Masken zur Untergliederung der einzelnen Handregionen können von jedem Kliniker einfach in die Druckkarte eingefügt werden und sind daher sehr praxisnah umsetzbar. Aus Gründen beschleunigter Auswertungsmodi wäre die Weiterentwicklung der Software zur schnellen und flexiblen Maskengestaltung anhand diverser anatomischer Merkmale sinnvoll. Solche Merkmale könnten die Handgröße, Handspanne und Handbreite umfassen sowie die Abmaße der einzelnen Finger. Dennoch sollte es ein Anspruch für die Weiterentwicklung der Technik sein, eine genaue Untergliederung der einzelnen Phalangen einfach und ohne Beeinträchtigung des Greifmusters visuell darzustellen, um sie auf der Druckmessfolie sicher voneinander abgrenzen zu können. Die Umsetzung wäre theoretisch beispielsweise über einen Handscan vorstellbar, infolgedessen eine 3D-Rekonstruktion der Hand erfolgt, die wiederum zur Maskenanalyse herangezogen wird, um die Hand auf der Druckmessfolie korrekt abzubilden.

Weiterhin wären für den klinischen Einsatz Referenzwerte von Probanden empfehlenswert. Nicht immer ist es bei Patienten möglich, Seitendifferenzen abzubilden. Daher wäre eine Multicenter-Studie mit einer repräsentativen Auswahl der in Deutschland lebenden Populationen wünschenswert.

In weiteren Studien müsste zudem gezeigt werden, ob sich Unterschiede in den Druckverteilungsmustern zwischen Patienten mit Radiusfrakturen ohne und mit Komplikationen abzeichnen. Weitere unfallchirurgische, orthopädische, rheumatologische oder neurologische Krankheitsbilder könnten ebenfalls getestet werden, um rechtzeitig Hinweise auf chronische, schleichend beginnende Krankheiten sowie Komplikationen zu erhalten, die allein klinisch nicht so rasch und so detailliert erkennbar sind. Des Weiteren könnte die Zuhilfenahme der Druckverteilung bei der Bewertung unaufrechtig niedriger Kräfte bei Patienten mit Rentenbegehren nützlich sein.

Literaturverzeichnis

- Amis, A. A., 1987. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. *J Biomed Eng.*, 9(4), pp. 313-320.
- Angst, F. et al., 2010. Prediction of grip and key pinch strength in 978 healthy subjects. *BMC Musculoskelet Disord.*, Band 11, p. 94.
- Arora, R. et al., 2007. Grenzen der palmaren winkelstabilen Plattenosteosynthese bei instabilen distalen Radiusfrakturen. *Handchir Mikrochir plast Chir.*, Band 39, pp. 34-41.
- Ashford, R. F., Nagelburg, S. & Adkins, R., 1996. Sensitivity of the jamar dynamometer in detecting submaximal grip effort. *J Hand Surg Am.*, 21(3), pp. 402-405.
- Bassey, E. J. & Harries, U. J., 1993. Normal values for handgrip strength in 920 men and women aged over 65 years, and longitudinal changes over 4 years in 620 survivors. *Clin Sci (Lond).*, Band 84, pp. 331-337.
- Baynes, T. S., 1878-1889. *The encyclopaedia britannica; a dictionary of arts, sciences, and general literature (9th Edition)*. [Online]
Available at: <https://archive.org/details/encyclopediabrit07newyrich/page/584>
[Zugriff am 30.08.2017].
- Bechtol, C. O., 1954. Grip test; the use of a dynamometer with adjustable handle spacings. *J Bone Joint Surg Am.*, 36-A(4), pp. 820-824.
- Bellace, J. V. et al., 2000. Validity of the Dexter Evaluation System's Jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. *J Hand Ther.*, 13(1), pp. 46-51.
- Berlin, S. & Vermette, J., 1985. An exploratory study of work simulator norms for grip and wrist flexion. *Vocational Evaluation and Work Adjustment Bulletin*, pp. 61-65.
- Blackwell, J. R., Kornatz, K. W. & Heath, E. M., 1999. Effect of grip span on maximal grip force and fatigue of flexor digitorum superficialis. *Appl Ergon.*, 30(5), pp. 401-405.
- Boyd, L. A., Bontrager, E. L., Mulroy, S. J. & Perry, J., 1997. The reliability and validity of the novel pedar system of in-shoe pressure measurement during free ambulation. *Gait Posture*, 5(2), pp. 165-165.
- Chaffin, D. B. et al., 1975. Ergonomics guide for the assessment of human static strength. *AIHAJ*, pp. 505-511.

- Chilima, D. M. & Ismail, S. J., 2001. Nutrition and handgrip strength of older adults in rural Malawi. *Public Health Nutr.*, 4(1), pp. 11-17.
- Clerke, A., 2006. *Factors influencing grip strength testing in teenagers*. [Online] Available at: <https://ses.library.usyd.edu.au/bitstream/2123/3553/3/03chapter2.pdf> [Zugriff am 24 08 2017].
- Crosby, C. A., Wehbe, M. A. & Mawr, B., 1994. Hand strength: normative values. *J Hand Surg Am.*, 19(4), pp. 665-670.
- Desrosiers, J., Bravo, G., Hébert, R. & Dutil, E., 1995 (1). Normative data for grip strength of elderly men and women. *Am J Occup Ther.*, 49(7), pp. 637-644.
- Desrosiers, J., Hébert, R., Bravo, G. & Dutil, E., 1995 (2). Comparison of the Jamar dynamometer and the Martin vigorimeter for grip strength measurements in a healthy elderly population. *Scand J Rehabil Med.*, 27(3), pp. 137-143.
- Doherty, T. J., Vandervoort, A. A. & Brown, W. F., 1993. Effects of Ageing on the Motor Unit: A Brief Review. *Can J Appl Physiol.*, 18(4), pp. 331-358.
- Doré, E. et al., 2005. Gender differences in peak muscle performance during growth. *Int J Sports Med.*, 26(4), pp. 274-280.
- Edgren, C. S., Radwin, R. G. & Irwin, C. B., 2004. Grip force vectors for varying handle diameters and hand sizes. *Hum Factors.*, 46(2), pp. 244-251.
- Ejeskär, A. & Ortengren, R., 1981. Isolated finger flexion force - a methodological study. *Hand.*, 13(3), pp. 223-230.
- Engelhardt, J. K., Morales, F. R., Yamuy, J. & Chase, M. H., 1989. Cable properties of spinal cord motoneurons in adult and aged cats. *J Neurophysiol.*, 61(1), pp. 194-201.
- Espen, D., 2003. Kombiniertes palmarer und dorsaler Zugang für komplexe Frakturen des distalen Radius. *Handchir Mikrochir Plast Chir.*, 35(1), pp. 22-30.
- Fairfax, A. H., Balnave, R. & Adams, R. D., 1995. Variability of grip strength during isometric contraction. *Ergonomics.*, 38(9), pp. 1819-1830.
- Firrell, J. C. & Crain, G. M., 1996. Which setting of the dynamometer provides maximal grip strength. *J Hand Surg Am.*, 21(3), pp. 397-401.
- Frank, J., Pralle, H., Lehnert, M. & Marzi, I., 2010. Begleitverletzungen distaler Radiusfrakturen. *Unfallchirurg.*, 113(10), pp. 796-803.
- Geckeler, E. O., 1939. A pneumatic dynamometer. *Am. J. Surg.*, August, 45(2), p. 353.
- Gehler, J. S. T. et al., 1825-1845. *Johann Samuel Traugott Gehler's Physikalisches Wörterbuch*. [Online] Available at: <http://www.e-rara.ch/zut/content/pageview/2533838> [Zugriff am 15 03 2014].

- Ghori, A. K. & Chung, K., 2007. A decision-analysis model to diagnose feigned hand weakness. *J Hand Surg Am.*, 32(10), pp. 1638-43.
- Gilai, A. N., 2002. *Gilai Collectibles*. [Online]
Available at: http://www.gilai.com/article_26/Early-Dynamometry-and-Dynamometers
[Zugriff am 28 08 2017].
- Gilbertson, L. & Barber-Lomax, S., 1994. Power and pinch grip strength recorded using the hand-held Jamar® dynamometer and B+L hydraulic pinch gauge: british normative data for adults. *BJOT.*, 57(12), pp. 483-488.
- Gurram, R., Rakheja, S. & Gouw, G. J., 1995. A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads. *Ergonomics.*, 38(4), pp. 684-699.
- Hammond, W. A., 1868. *The Dynamometer and Dynamograph of Mathieu*. [Online]
Available at: <http://echo.mpiwg-berlin.mpg.de/ECHODOCUView?url=/permanent/vlp/lit29484/index.meta&pn=5>
[Zugriff am 28 08 2017].
- Hanten, W. P. et al., 1999. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. *J Hand Ther.*, 12(3), pp. 193-200.
- Harit, G. & Čretnik, A., 2013. Interdisciplinary approach to tool-handle design based on medical imaging. *Biomed Res Int*, p. 159.
- Härkönen, R., Piirtomaa, M. & Alaranta, H., 1993. Grip strength and hand position of the dynamometer in 204 Finnish adults. *J Hand Surg Br.*, 18(1), pp. 129-132.
- Harth, A. & Vetter, W. R., 1994. Grip and pinch strength among selected adult occupational groups. *OTI*, 1(1), pp. 13-28.
- Hazelton, F. T., Smidt, G. L., Flatt, A. E. & Stephens, R. I., 1975. The influence of wrist position on the force produced by the finger flexors. *J Biomech.*, 8(5), pp. 301-302.
- Hirschmüller, A., 1997. Dynamometrie. Zur Messung der Körperkraft des Menschen im 19. Jahrhundert. *NTM International Journal of History & Ethics of Natural Sciences, Technology & Medicine*, 5(1), pp. 104-118.
- Hogrel, J.-Y., 2015. Grip strenght measured by high precision dynamometry in healthy subjects from 5 to 80 years. *BMC Musculoskelet Disord.*, Band 16, p. 139.
- Horne, D. & Talbot, E., 2002. The History of the Régnier Dynamometer. *Iron Grip magazine*, 2(3), pp. 4 - 8.
- Irwin, C. B. & Sesto, M. E., 2010. Reliability and validity of the multiaxis profile dynamometer with younger and older participants. *J Hand Ther.*, 23(3), pp. 281-288.

- Irwin, C. B., Towles, J. D. & Radwin, R. G., 2013. Development and application of a multi-axis dynamometer for measuring grip force. *Ergonomics*, 56(12), pp. 1841-1849.
- Irwin, C. B., Towles, J. D. & Radwin, R. G., 2015. Multiaxis grip characteristics for varying handle diameters and effort. *Hum Factors.*, 57(2), pp. 227-237.
- Jaber, R., Hewson, D. J. & Duchêne, J., 2012. Design and validation of the Grip-ball for measurement of hand grip strength. *Med Eng Phys.*, 34(9), pp. 1356-1361.
- Kamimura, T. & Ikuta, Y., 2001. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. *J Rehabil Med.*, 33(5), pp. 225-229.
- Karantana, A. et al., 2013. Surgical treatment of distal radial fractures with a volar locking plate versus conventional percutaneous methods: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.*, 95(19), pp. 1737-1744.
- Kaufmann, R. A. et al., 2007. Biomechanical analysis of flexor digitorum profundus and superficialis in grip-strength generation. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).*, 36(9), pp. 128-132.
- Keller, T., Popovic, M. R. & Dumont, C., 2001. A dynamic grasping assessment system for measuring finger forces during wrist motion. *International Society of Biomechanics*, pp. 230-231.
- Kirkpatrick, J. E., 1956. Evaluation of grip loss. *Calif Med.*, 85(5), pp. 314-320.
- Kolling, C., 2004. *Der Einfluss der Schrittlänge auf die plantare Druckverteilung bei Patienten mit diabetischem Fußsyndrom*. [Online]
Available at: <https://d-nb.info/971223076/34>
[Zugriff am 13 05 2019].
- Komma, C. C., 2008. *Ein anthropometrischer, trainingsspezifischer und biomechanischer Vergleich zwischen gesunden Läufern und Läuferinnen*. [Online]
Available at: <https://d-nb.info/989805948/34>
[Zugriff am 13 05 2019].
- Kong, Y.-K., Freivalds, A. & Kim, S. E., 2005. Evaluation of hook handles in a pulling task. *Int J Occup Saf Ergon.*, 11(3), pp. 303-313.
- Kong, Y.-K. & Lowe, B. D., 2005. Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. *Int J Ind Ergon.*, 35(6), pp. 495-507.
- Kraft, G. H. & Detels, P. E., 1972. Position of function of the wrist. *Arch Phys Med Rehabil.*, 53(6), pp. 272-275.
- Krentz, H., 2008. *Statistische Analysen mit SPSS in der Medizin*. Aachen: Shaker Verlag.

- Lam, N. W. et al., 2016. Normative data for hand grip strength and key pinch strength, stratified by age and gender for a multiethnic Asian population. *Singapore Med J.*, 57(10), pp. 578-584.
- Lanska, D. J., 2000. William Hammond, the Dynamometer, the Dynamograph. *Arch Neurol.*, Band 57, pp. 1649-1653.
- Larsson, L., Grimby, G. & Karlsson, J., 1979. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphologie. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol.*, 46(3), pp. 451-456.
- Lee Hyun, J. & Yi Seung, J., 2003. The effect on grip and pinch strength with elbow and wrist angle. *J Kor Soc Phys Ther.*, 15(4), pp. 312-318.
- Lee, J. W. & Rim, K., 1991. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. *J Biomed Eng.*, 13(2), pp. 152-162.
- Lin, C.-H. et al., 2014. Influence of aging on bimanual coordination control. *Exp Gerontol.*, Band 53, pp. 40-47.
- Li, Z.-M., 2002. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *J Hand Surg Am.*, 27(5), pp. 886-896.
- MacDermid, J. C. et al., 2000. Responsiveness of the short form-36, disability of the arm, shoulder, and hand questionnaire, patient-rated wrist evaluation, and physical impairment measurements in evaluating recovery after a distal radius fracture. *J Hand Surg Am.*, 25(2), pp. 330-340.
- Massy-Westropp, N. M. et al., 2011. Hand Grip Strength: age and gender stratified normative data in a population-based study. *BMC Res Notes*, Band 4, p. 127.
- Mathiowetz, V., 1990. Effects of three trials on grip and pinch strength measurements. *J Hand Ther.*, 3(4), pp. 195-198.
- Mathiowetz, V., 2002. Comparison of Rolyan and Jamar dynamometers for measuring grip strength. *Occup Ther Int.*, 9(3), pp. 201-209.
- Mathiowetz, V. et al., 1985 (1). Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 66(2), pp. 69-74.
- Mathiowetz, V., Rennells, C. & Donahoe, L., 1985 (2). Effect of elbow position on grip and key pinch strength. *J Hand Surg Am.*, 10(5), pp. 694-697.
- Mathiowetz, V., Weber, K., Volland, G. & Kashman, N., 1984. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *J Hand Surg Am.*, 9(2), pp. 222-226.
- McDowell, T. W. et al., 2012. Effects of handle size and shape on measured grip strength. *Int J Ind Ergonom.*, 42(2), pp. 199-205.

- McGarvey, S. R., Morrey, B. F., Askew, L. J. & An, K.-N., 1984. Reliability of isometric strength testing. Temporal factors and strength variation. *Clin Orthop Relat Res.*, Band 185, pp. 301-305.
- Mehling, I., Meier, M., Schlör, U. & Krimmer, H., 2007. Multidirektionale winkelstabile Versorgung der instabilen distalen Radiusfraktur. *Handchir Mikrochir Plast Chir.*, Band 39, pp. 29-33.
- Mentzel, M. et al., 2011. Erfassung der Kraftprofile verschiedener primärer Griffe durch dynamische Kraftmessung mit einem Sensorhandschuh. *Handchir Mikrochir Plast Chir.*, 43(3), pp. 155-161.
- Nevill, A. M. & Holder, R. L., 2000. Modelling handgrip strength in the presence of confounding variables: results from the Allied Dunbar National Fitness Survey. *Ergonomics.*, 43(10), pp. 1547-1558.
- Newman, D. G. et al., 1984. Norms for Hand Grip Strength. *Arch Dis Child.*, 59(5), pp. 453-459.
- Nitschke, J. E., McMeeken, J. M., Burry, H. C. & Matyas, T. A., 1999. When is a change a genuine change? A clinically meaningful interpretation of grip strength measurements in healthy and disabled women. *J Hand Ther.*, 12(1), pp. 25-30.
- Nordenskiöld, U. M. & Grimby, G., 1993. Grip force in patients with rheumatoid arthritis and fibromyalgia and in healthy subjects. A study with the Grippit instrument. *Scand J Rheumatol.*, 22(1), pp. 14-19.
- Norman, K. et al., 2011. Hand grip strength: Outcome predictor and marker of nutritional status. *Clin Nutr.*, 30(2), pp. 135-142.
- o.V., 2007. *BibliOdyssey*. [Online]
Available at: <http://bibliodyssey.blogspot.de/2007/01/industry-design-sketches.html>
[Zugriff am 28 08 2017].
- O'Driscoll, S. W. et al., 1992. The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *J Hand Surg Am.*, 17(1), pp. 169-177.
- Otto, M. et al., 2014. Handgrip strength as a predictor for post bariatric body composition. *Obes Surg.*, 24(12), pp. 2082-2088.
- Patterson, R. P. & Baxter, T., 1988. A multiple muscle strength testing protocol. *Arch Phys Med Rehabil.*, 69(5), pp. 366-368.
- Pearn, J., 1978. Two early dynamometers. An historical account of the earliest measurements to study human muscular strength. *J Neurol Sci.*, 37(1-2), pp. 127-134.
- Peña Pitarcha, E. et al., 2007. *Hand grasp: analysis and experiments*. [Online]
Available at: <http://www.ccad.uiowa.edu/DRMDP/CDCContents/Papers/Hand>

Modeling/Hand grasp - Pitarch et al.pdf

[Zugriff am 16.08.2017].

Petersen, P., Petrick, M., Connor, H. & Conklin, D., 1989. Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. *Am J Occup Ther.*, 43(7), pp. 444-447.

Petitdant, B., 2017. Origins, history and development of grip strength measurement and medical dynamometers. *Kinésithér Revue.*, 17(181), pp. 40-58.

Price, C., Parker, D. & Nester, C., 2016. Validity and repeatability of three in-shoe pressure measurement systems. *Gait Posture.*, Band 46, pp. 69-74.

Pryce, J. C., 1980. The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength. *J Biomech.*, 13(6), pp. 505-511.

Puhan, M. A. et al., 2013. Simple functional performance tests and mortality in COPD. *Eur Respir J.*, 42(4), pp. 956-963.

Quételet, L.-A.-J. & Riecke, V. A., 1838. *Ueber den Menschen und die Entwicklung seiner Fähigkeiten, oder Versuch einer Physik der Gesellschaft, deutsche Ausgabe.* Stuttgart: E. Schweizerbart's Verlagshandlung.

Radhakrishnan, S. & Nagaravindra, M., 1993. Analysis of hand forces in health and disease during maximum isometric grasping of cylinders. *Med Biol Eng Comput.*, 31(4), pp. 372-376.

Rantanen, T. et al., 2003. Handgrip strength and cause-specific and total mortality in older disabled women: exploring the mechanism. *J Am Geriatr Soc*, 51(5), pp. 636-641.

Rauch, F. et al., 2002. Muscle analysis by measurement of maximal isometric grip force: new reference data and clinical applications in pediatrics. *Pediatr Res.*, 51(4), pp. 505-510.

Roberts, H. C. et al., 2011. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age Ageing.*, 40(4), pp. 423-429.

Robinson, M. E., Geisser, M. E., Hanson, C. S. & O'Connor, P. D., 1993. Detecting submaximal efforts in grip strength testing with the coefficient of variation. *J Occup Rehabil.*, 3(1), pp. 45-50.

Rossi, J. et al., 2012. Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. *Ergonomics.*, 55(6), pp. 682-692.

Rottmann, H., Auer, B. R. & Kamps, U., o.D.. *Gabler Wirtschaftslexikon: Bestimmtheitsmaß.* [Online]

Available at: <http://wirtschaftslexikon.gabler.de/Archiv/57754/bestimmtheitsmass->

[v11.html](#)

[Zugriff am 15 07 2014].

Ruiz-Ruiz, J., Mesa, J. L. M., Gutiérrez, A. & Castillo, M. J., 2002. Hand size influences optimal grip span in women but not in men. *J Hand Surg Am.*, 27(5), pp. 897-901.

Salama, I. M., Turner, S. & Edwards, M. G., 2011. Automatic priming of grip force following action observation. *Q J Exp Psychol. (Hove)*, 64(5), pp. 833-838.

Schiebler, T. H. et al., 2005. *Anatomie*. 9. Auflage Hrsg. s.l.:Springer Medizin Verlag.

Seo, N. J., Armstrong, T. J., Ashton-Miller, J. A. & Chaffin, D. B., 2007. The effect of torque direction and cylindrical handle diameter on the coupling between the hand and a cylindrical handle. *J Biomech.*, 40(14), pp. 3236-3243.

Shah, U. N. et al., 2012. The Association between Hand grip strength and hand dimensions in healthy indian females. *IJCRR.*, 4(2), pp. 36-42.

Shechtman, O., 2001 (1). The coefficient of variation as a measure of sincerity of effort of grip strength, Part I: the statistical principle. *J Hand Ther.*, 14(3), pp. 180-187.

Shechtman, O., 2001 (2). The coefficient of variation as a measure of sincerity of effort of grip strength, Part II: sensitivity and specificity. *J Hand Ther.*, 14(3), pp. 188-194.

Shechtman, O. & Taylor, C., 2000. The use of the rapid exchange grip test in detecting sincerity of effort, Part II: validity of the test. *J Hand Ther.*, 13(3), pp. 203-210.

Shechtman, O. & Taylor, C., 2002. How do therapists administer the rapid exchange grip test? A survey. *J Hand Ther.*, 15(1), pp. 53-61.

Sheffield-Moore, M. & Urban, R. J., 2004. An overview of the endocrinology of skeletal muscle. *Trends Endocrinol Metab.*, 15(3), pp. 110-115.

Sinsel, E. W. et al., 2016. Automated pressure map segmentation for quantifying phalangeal kinetics during cylindrical gripping. *Med Eng Phys.*, 38(2), pp. 72-79.

Sirajudeen, M. S. et al., 2012. Correlation between grip strength and physical factors in men. *Int J Health Rehabil Sci.*, 1(2), pp. 58-63.

Slutsky, D. J., 2013. Outcomes assessment in wrist surgery. *J Wrist Surg.*, 2(1), pp. 1-4.

Souer, J. S., Lozano-Calderon, S. A. & Ring, D., 2008. Predictors of wrist function and health status after operative treatment of fractures of the distal radius. *J Hand Surg Am.*, 33(2), pp. 157-163.

Taylor, C. & Shechtman, O., 2000. The use of the rapid exchange grip test in detecting sincerity of effort, Part I: administration of the test. *J Hand Ther.*, 13(3), pp. 195-202.

- Thorngren, K.-G. & Werner, C. O., 1979. Normal grip strength. *Acta Orthop Scand.*, 50(3), pp. 255-259.
- Wachter, N., Gülke, J. & Mentzel, M., 2009. Veränderungen der dynamischen Bewegungsmuster an der Hand bei simulierter Ulnarislähmung. *Obere Extremität*, 4(3), pp. 130-136.
- Wadsten, M. Å. et al., 2017. The influence of late displacement in distal radius fractures on function, grip strength, range of motion and quality of life. *J Hand Surg Eur Vol.*, 43(2), pp. 131-136.
- Wang, A. Y.-M. et al., 2005. Evaluation of handgrip strength as a nutritional marker and rognostic indicator in peritoneal dialysis patients. *Am J Clin Nutr.*, 81(1), pp. 79-86.
- Warwick, D., Dunn, R., Melikyan, E. & Vadher, J., 2009. Hand Surgery. In: *Oxford Specialist Handbooks in Surgery: Hand Surgery*. Oxford New York: Oxford University Press, pp. 16-17.
- Watanabe, T. et al., 2005. The short-term reliability of grip strength measurement and the effects of posture and grip span. *J Hand Surg Am.*, 30(3), pp. 603-609.
- Welcome, D. et al., 2004. An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle. *Int J Ind Ergon.*, 34(6), pp. 507-518.
- Werle, S. et al., 2009. Age- and gender-specific normative data of grip and pinch strength in a healthy adult Swiss population. *J Hand Surg Eur Vol.*, 34(1), pp. 76-84.
- Wikipedia-Autoren, o.D.. *Linkshänder*. [Online]
Available at: <https://de.wikipedia.org/wiki/Linkshänder>
[Zugriff am 08 08 2017].
- Wind, A. E., Takken, T., Helders, P. J. & Engelbert, R. H., 2010. Is grip strength a predictor for total muscle strength in healthy children, adolescents, and young adults?. *Eur J Pediatr.*, 169(3), pp. 281-287.
- Windglätter, C., 2005. "...with mathematic precision" - On the Historiography of the Dynamometer. [Online]
Available at: <http://vlp.mpiwg-berlin.mpg.de/essays/data/enc42?p=1>
[Zugriff am 28 08 2017].
- Wu, J. Z., Dong, R. G., McDowell, T. W. & Welcome, D. E., 2009. Modeling the finger joint moments in a hand at the maximal isometric grip: the effects of friction. *Med Eng Phys.*, 31(10), pp. 1214-1218.
- Young, V. L. et al., 1989. Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects. *J Hand Surg Am.*, 14(1), pp. 125-129.

Fragebogen

STUDIE HANDKRAFTMESSUNG

Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie „Handkraftmessung“

Vielen Dank für die Teilnahme an meiner Studie. Sämtliche Angaben werden ausschließlich für Studienzwecke verwendet. Jegliche Datenverarbeitung erfolgt anonym. Ihr Name, Ihre Anschrift und die Telefon-Nummer wird nur auf diesem Bogen notiert, um Sie gegebenenfalls für weitere Fragen oder Messungen kontaktieren zu können.

Name:

Geburtsdatum:

Geschlecht: männlich / weiblich

Adresse:

Telefon-Nummer:

Körpergröße: cm

Gewicht: kg

Rechtshänder / Linkshänder / Beidhändig

Was ist Ihr Beruf bzw. welcher beruflichen Tätigkeit gehen Sie zur Zeit nach:

Wie lange sind Sie dort bereits beschäftigt:

Wie schwer werden Ihre Hände in Ihrem Beruf belastet? (bitte ankreuzen)

- ☐ Tätigkeit mit **wechselnder** manueller Beanspruchung
wie z.B. Krankenpfleger/schwester, Reinigungskraft
- ☐ Sich **ständig wiederholende** Handgriffe **ohne** größeren Kraftaufwand
wie z.B. Sekretär/in, Fließband-Handmontage leichter Gegenstände, Briefe sortieren
- ☐ Sich **ständig wiederholende** Handgriffe **mit** Kraftaufwand
wie z.B. Bauarbeiter/in, Schlosser/in, Heizungsmonteur
- ☐ Tätigkeiten **ohne** besondere manuelle Belastung
wie z.B. Student/in, Radiologe/in, Handchirurg/in

Haben Sie Hobbies (Sport, Handwerk), denen Sie regelmäßig nachgehen? Wenn ja, welche?

Bitte wenden!

Bei Fragen wenden Sie sich bitte an:
Dr. Christoph Harms
0381/494 6174

Julia Neumann
0177 5977917

STUDIE HANDKRAFTMESSUNG

Wie stark werden Ihre Hände in Ihrer Freizeit beansprucht? (bitte ankreuzen)

- ☐ Regelmäßige, sportliche Betätigung mit manueller Belastung
wie z.B. Ballsportarten, Schlag-Wurf-Sportarten, Klettern, Surfen
oder regelmäßige, schwere handwerkliche Hobbies/ Nebentätigkeiten
(Hausbau, Landwirtschaft)
- ☐ Sportliche Hobbies ohne manuelle Belastung
wie z.B. Angeln, Skifahren
oder leichte handwerkliche Hobbies
oder leichte Gartenarbeiten
- ☐ Keine regelmäßigen Hobbies

Ich erkläre mich einverstanden, an der Studie „Handkraftmessung“ teilzunehmen und stimme der elektronischen Speicherung der oben genannten Daten zu.

Datum, Unterschrift

vom Assistenten auszufüllen!

Handlänge:

Links cm rechts: cm

Umfang Unterarm 10cm distal EHR:

Links cm rechts: cm

Unterarm-Länge:

Links cm rechts: cm

Gerät, mit dem die erste Messung durchgeführt wurde (durch Los Entscheid)

☐ Novel

☐ Biometrics

Bei Fragen wenden Sie sich bitte an:
Dr. Christoph Harms
0381/494 6174

Julia Neumann
0177 5977917

Abbildung 57: Probandenfragebogen Seite 2

Thesen

1. Das dynamische Druckverteilungsmesssystem der Firma Novel misst ebenso valide und reproduzierbar wie ein standardisiertes, etabliertes Dynamometer der Firma Biometrics.
2. Faktoren, die die Handkraft bei einem herkömmlichen Dynamometer beeinflussen, haben ebenso Einfluss auf die Handkraft, die mittels Druckverteilungsmatte gemessen wird. Hierbei korrelieren Körpergröße und Handlänge positiv, während das Körpergewicht negativ mit der Handkraft korreliert. Männer sind deutlich stärker als Frauen. Die dominante Hand ist stärker als die nicht dominante Hand. Es existiert keine lineare Korrelation zwischen dem Lebensalter und der Handkraft. Manuelle Betätigungen in Beruf und Freizeit nehmen nur bedingt Einfluss auf die Handkraft.
3. Die größte Griffstärke wird meist bei dem kleinsten Zylinderumfang aufgebracht.
4. Die Handkraft variiert um durchschnittlich ca. 10 % zwischen den einzelnen Untersuchungstagen. Zurückzuführen ist dies auf die individuelle Tagesform, tageszeitliche Schwankungen und einen Motivationsverlust, weshalb die Tendenz erkennbar ist, dass die Handkräfte am ersten Tag stärker sind als am zweiten und dritten Untersuchungstag.
5. In einem Messzyklus werden aufgrund von Ermüdungserscheinungen bei der ersten Messung höhere Maximal- und Durchschnittskräfte erzielt als bei der zweiten und dritten Messung. Bei mehrmaligen Messungen sollten demzufolge ausreichende Erholungspausen vom 30 - 120 Sekunden eingeräumt werden.
6. Beim zylindrischen Griff variiert die Druckverteilung der Gesamthandkraft abhängig von der Größe des Zylinders. Hierbei gibt es keine Unterschiede zwischen dominanter und nicht dominanter Hand. Unabhängig von der Zylindergröße wird ca. ein Drittel der Handkraft vom Handballen aufgebracht. Das distale Fingerglied trägt immer am meisten zur Gesamtfingerkraft bei. Je größer ein zylindrischer Griff wird, um so mehr verschieben sich die Kraft erzeugenden Areale der Hand nach distal und radial.
7. Eine Radiusfraktur, die mit einer volaren Platte versorgt worden ist, hat selbst acht bis zwölf Wochen postoperativ noch erheblichen Einfluss auf die Handkraft. Unabhängig von der Größe des Zylinders kann mit der gesunden Hand mindestens doppelt so viel Kraft aufgebracht werden wie mit der vor kurzem operierten Hand.

Nach einer Plattenosteosynthese einer distalen Radiusfraktur verändert sich jedoch die Druckverteilung beim zylindrischen Kraftgriff. Vor allem der Thenar wird weniger und die distale Phalanx des Daumens wird vermehrt belastet. Auch die distalen Areale des Zeigefingers tragen im Vergleich zur gesunden Hand mehr zur Gesamthandkraft bei.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der medizinischen Fakultät der Universität Rostock bekannt ist,

ich die beigefügte Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel genutzt habe. Alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche gekennzeichnet.

Ich versichere außerdem, dass ich die beigefügte Dissertation nur in diesem und keinem anderen Promotionsverfahren eingereicht habe und diesem Promotionsverfahren keine endgültig gescheiterten Promotionsverfahren vorausgegangen sind.

Seeba, 15.10.2019

Julia Neumann